DORIN BRATU ROBERT NUSSBAUM

BAZELE CLINICE ŞI TEHNICE ALE PROTEZĂRII FIXE

EDIȚIE APARUTĂ SUB COORDONAREA Prof. dr. DORIN BRATU Prof. dr. ROBERT NUSSBAUM

Signata

TIMIŞOARA

PREFAȚĂ

Protetica dentară a ocupat întotdeauna un loc de frunte în pregătirea universitară a medicilor stomatologi. Cu timpul, ea s-a divizat în mai multe discipline şi ramuri. Divizarea diferă de la o țară la alta, existând uneori deosebiri de la o facultate la alta.

Disciplinei de protetică i s-au ataşat şi alte domenii de studiu ca; **ocluzologie materialele dentare, implantologia şi estetica dentară.** Complexitatea conținutului, alături de progresele ştiințifice şi tehnologice, au făcut ca în ultimul timp unele dintre aceste domenii să necesite chiar o abordare separată. **Protezarea fixă** a rămas însă o entitate bine definită a disciplinei de bază.

în decursul anilor s-au schimbat şi o serie de concepții; **paradigme care erau folosite ca dogme au fost puse sub semnul întrebării.** Una dintre ele este **„sindromul celor 28 de dinți"** (Levin). In ce măsură este necesară intervenția protetică şi cât compensează organismul individului lipsa unor dinți?

Necesitățile de tratament protetic depind mult de factori geografici, culturali şi socio-economici. **In societățile cu economie subdezvoltată,** doleanțele pacienților tind să se focalizeze spre masticație şi absența durerii. **în țările industrializate** aspectul social al comunicării stă pe prim plan. Infățişarea, aspectul plăcut, gustul devin opțiuni mai importante. Ele contribuie în mod pozitiv la calitatea vieții în contextul unei dentații funcționale şi nu neapărat integre din punct de vedere morfologic.

Şi în sistemul de învățământ internațional au apărut tendințe noi. **Educarea studenților se face prin prisma unei practici orientate spre pacient şi nu spre dinte,** în cadrul unei discipline integrative care este **stomatologia restauratoare.** Dar aceasta presupune restrângerea activității protetice ca urmare a rezultatelor deosebite obținute în special în profilaxia cariei şi a parodontopatiilor marginale.

Unde ne aflăm noi? Sintagma perioadei de tranziție devine un eufemism al rămânerii în urmă.

În aceste condiții **protetica dentară** va continua să contribuie la sănătatea buco-dentară a individului şi a colectivității. Credem **că asigurarea unui nivel corespunzător protezărilor fixe este un pas înainte** care va restrânge aria protezărilor mobilizabile. Nivel corespunzător înseamnă profesionalism care se bazează pe o informare la zi.

Prezentul tratat, rod al colaborării unor colective din **UMF „Victor Babeş" Timişoara** năzuieşte a oferi cititorului **sugestii** şi **îndrumări actuale în protezarea fixă** care a evoluat şi s-a perfecționat continuu. El conține 25 capitole şi un volum mare de informații. 0 parte din ele sunt abordate pentru prima dată în țara noastră.

Intenționat am renunțat la unele canoane tradiționale ale protezării fixe, cum ar fi prezentarea preparării convenționale a dinților. Credem că trecutul are merite incontestabile istorice, dar nu are ce căuta într-o carte care se dorește a fi un ajutor în **formarea tinerei generații** și **perfecționarea celor care doresc să țină pasul, cel puțin, cu prezentul.**

Sursele de inspirație menționate în bibliografie reflectă faptul că sunt prezentate concepte și tehnici modeme, trecute prin filtrul autorilor, care au în spate decenii de **învățământ, activitate clinică** și chiar de **cercetare.**

Am căutat să ne integrăm în tendințele actuale, să prezentăm ultimele achiziții terapeutice și o terminologie recunoscută, dar în același timp să rămânem cu picioarele pe pământ, pentru a putea n utili medicilor în formare și practicienilor din țara noastră care vor să se mențină în actualitate. Adeseori aceste două dorințe sunt greu de împăcat și este mai greu să menții echilibrul, de vreme ce însăși receptarea se face la nivele diferite.

Gândurile înșirate au animat și frământat autorii pe parcursul redactării prezentului tratat. Cât de bine au reușit acest lucru, vor răspunde cei care consultă lucrarea.

Ne cerem scuze cititorilor pentru calitatea unor imagini alb-negru, care ar fi trebuit să fie colorate. De vină sunt doar condițiile noastre materiale.

Nu putem încheia această prefață fără să ne îndreptăm gândurile de recunoștință spre **conducerea Universității de Medicină și Farmacie „Victor Babeș" din Timișoara,** care ne-a susținut permanent. Mulțumim de asemenea familiilor noastre, private adeseori de prezența și dragostea noastră cât și studenților **Topală Florin, Caragea Marius și Karancsi L. Olimpiu,** care și-au sacrificat multe nopți pentru ca această carte să poată vedea lumina tiparului.

Toată gratitudinea **Editurii Signata** cât și **Imprimeriei de Vest, Oradea,** care s-a străduit ca lucrarea să aibă o ținută corespunzătoare.

Autorii

C u p r i n s

PREFAȚĂ 23
ABREVIERI..... 25
l. INTRODUCERE.....27
2.GENERALITĂȚI.....32
2.1. Terminologie..... 33
2.2. Etapele clinico-tehnice de realizare a protezelor fixe..... 34
2.3. Funcțiile protezelor fixe..... 36
2.4. Clasificarea protezelor fixe..... 37
2.5. Metode de tratament protetic ale afecțiunilor coroanelor dentare..... 40
2.6. Diagnosticul 41
2.6.1. Date anamnestice..... 42
2.6.2. Examenul exobucal şi al articulației temporo-mandibulare..... 44
2.6.3. Evaluarea ocluzo-articulară şi a muşchilor mobilizatori ai mandibulei.....45
2.6.4. Examen endobucal 48
2.6.5. Examenul modelelor..... 49
2.6.6. Examenul radiolgic..... 49
2.6.7. Protecția împotriva bolilor infecto-contagioase..... 50
2.6.8. Foaia de observație în protetica fixă..... 52
2.6.9. Bibliografie..... 66
2.7. Din istoricul protezelor parțiale fixe..... 61
2.7.1. Bibliografîe..... 69
3. PRINCIPII ALE OCLUZIEI ŞI PROTEZAREA FIXĂ 72
3.1. Kineziologia ocluzală..... 72
3.1.1. Mişcări limită în plan sagital..... 75
3.1.2. Mişcări limită în plan orizontal..... 78
3.1.3.Mişcări limită m plan frontal..... 81
3.2. Determinanții mişcărilor mandibulei. 82
3.3. Mişcări funcționale şi parafuncționale..... 87
3.4. Organizarea ocluziei - Ghidajul excursiv al mandibulei 92
3.4.1. Ocluzia cu balans general..... 92
3.4.2. Ocluzia cu ghidaj de grup..... 93

3.4.3. Ocluzia cu ghidaj canin (protectie mutuală)..... 93
3.5. Relația centrică şi semnifîcația ei..... 96
3.6. Intercuspidarea maximă şi stabilitatea ocluzală..... 100
3.7. Interferențele ocluzale..... 102
3.8. Ocluzie normală, ocluzie funcțională, ocluzie ideală 106
3.9. Bibliografie.....'..... 108
4. **ARTICULATOARELE (STMULATOARELE) ÎN PROTETICA FIXĂ**.....110
4.1. Definiție. Clasificare. Tipuri de articulatoare..... 111
4.2. Relația dinți - axă orizontală de transfer 117
4.3. Inregistrarea mişcărilor mandibulei..... 112
4.3.1. Mişcarea de **propulsie**..... 126
4.3.2. Mişcarea de coborâre şi ridicare a mandibulei..... 128
4.3.3. Mişcarea de lateralitate..... 129
4.3.3.1. Mişcarea de lateralitate dreaptă înregistrată în plan orizontal pe plăcuțele posterioare ale pantografului..... 130
4.3.3.2. Mişcarea de lateralitate dreaptă înregistrată în plan orizontal pe plăcuțele anterioare ale pantografului..... 132
4.3.3.3. Mişcarea de lateralitatc dreaptă înregistrată în plan sagital pe plăcuțele verticale posterioare ale pantografului..... 132
4.3.4. Înregistrarea deplasărilor punctului interincisiv inferior în cursul mişcărilor mandibulare..... 134
4.3.5. Ciclul masticator..... 135
4.3.6. Disfuncția şi parafuncția..... 138
4.4. Bibliografle..... 139
5. ÎNREGISTRAREA RELAȚIILOR INTERMAXILARE..... 142
5.1. Examenul clinic în vederea determinării relațiilor intermaxilare..... 144
5.2. **înregistrarea relației centrice**..... 146
5.2.1. Determinarea relației centrice..... 149
5.2.1.1. Pregătirea pacientului..... 150
. 5.2.1.2. Metode şi tehnici de determinare a relației centrice..... 150
5.2.2. înregistrarea ocluziei de relație centrică..... 154
5.2.3. înregistrarea grafică a relației centrice 155
5.3. înregistrarea poziției de intercuspidare maximă..... 157
5.4. înregistrarea pozițiilor excentrice 160
5.5. Bibliografie..... 162
6. MONTAREA MODELELOR ŞI PROGRAMAREA ARTICULATOARELOR.....166
6J. Arcul facial şi articulatorul Whip-Mix..... 170
6.2. Arcul facial şi articulatorul Hanau..... 173
6.3. Arcul facial Arcus şi articulatorul Protar II..... 176
6.4. Arcul facial şi articulatorul Denar..... 178
6.5. Bibliografîe..... 180
7. RESTAURĂRI UNIDENTARE..... 183
7.1. Restaurări intracoronare..... 184
7.1.1.Restaurări directe..... 186

7.1.1.1. Restaurări directe cu amalgame 186
7.1.1.2. Restaurări directe cu cimenturi ionomere de sticlă..... 187
7.1.1.3. Restaurări directe cu răşini compozite 188
7.1.2. Restaurări indirecte..... 191
7.1.2.l.Incrustaţii metalice..... 191
7.1.2.2. Incrustaţii din răşini compozite..... 199
7.1.2.3. Incrustaţii ceramice 200
7.2. Restaurări extracoronare 209
7.2. l.Faţete vestibulare..... 211
7.2.2. Coroane partiale 213
7.2.2.1. Generalităţi..... 213
7.2.2.2. Avantaje, indicatii şi contraindicaţii..... 215
7.2.2.3. Tipuri de coroane partiale..... 216
7.2.3. Coroane de înveliş..... 221
7.2.3.1. Coroane de înveliş metalice 221
7.2.3.1.1. Coroane metalice turnate..... 223
7.2.3.1.2. Coroane din două bucăţi..... 226
7.2.3.1.3. Coroane ştanţate..... 227
7.2.3.2. Coroane de înveliş nemetalice..... 227
7.2.3.2.1. Coroane jacket ceramică..... 228
7.2.3.2.2. Coroane jacket acrilice..... 230
7.2.3.2.3. Coroane jacket din răşini compozite..... 231
7.2.3.2.4. Coroane jacket din polisticle..... 232
7.2.3.2.5. Coroane jacket din ceromeri..... 234
7.2.4. Coroane mixte..... 235
7.2ALGeneralităţi..... 235
7.2.4.2. Indicaţii, contraindicaţii. Dezavantaje..... 237
7.2.4.3. Elementele componente ale coroanelor mixte..... 238
7.2.4.4. Etape clinico-tehnice de realizare a coroanelor mixte..... 240
7.2.4.4.1. Coroana mixtă metalo ceramică..... 241
7.2.4.4.2. Coroana mixtă metalo-polimericâ..... 242
7.2.4.5. Particularităţi de preparare a bonturilor pentru coroanele mixte 243
7.2.4.6. Amprenta şi modelul 243
7.2.4.7 Macheta componentei metalice..... 243
7.2.4.7.1. Macheta componentei metalice a coroanei mixte metalo-polimerice. 244
7.2.4.7.2. Macheta componentei metalice a coroanei mixte metalo-ceramice 247
7.2.4.7.2.1. Tehnica lui Zoma..... 251
7.2.4.7.2.2. Sistemul Probond..... 251
7.2.4.8. Realizarea prin turnare a componentei metalice
a coroanelor mixte metalo-polimerice..... 251
7.2.4.9. Principiile de condiţionare a suprafeţelor metalice la
coroanele mixte metalo-polimerice..... 252

7.2.4.10. Tehnici moderne de condiționare a componentei metalice
la coroanele mixte metalo-polimerice 252
7.2.4.11. Confecționarea componentei fizionomice la coroanele
mixte metalo-polimerice..... 256
7.2.4.11.1. Tehnica clasică..... 256
7.2.4.11.2. Tehnica modernă..... 257
7.2.4.11.2.1. Răşini policarbonate.....;..... 260
7.2.4.11.2.2. Polisticlele..... 261
7.2.4.11.2.3. Ceromerii. Placarea cu Targis 263
7.2.4.12. Realizarea componentei metalice a coroanelor mixte
metalo-ceramice..... 264
7.2.4.12.1. Aliaje utilizate pentru turnare..... 267
7.2.4.12.2. Câteva particularități privind morfologia compo-
nentei metalice. .....,..... 268
7.2.4.12.3. Prelucrarea componentei metalice..... 273
7.2.4.12.4. Condiționarea prin oxidare a componentei metalice;..... 274
7.2.4.12.5. Alte posibilități de legare a maselor ceramice de
componenta metalică.....;.....„.....„..... 275
7.2.4.12.6. Altemative „nobile" în confecționarea componentei
metalice a coroanelor mixte metalo-ceramice..... 276
7.2.4.12.6.1. Coroane mixte galvano-ceramice..... 276
7.2.4.12.6.2. Realizarea componentei metalice prin sinterizare..... 277
7.2.4.12.6.2.1. Procedeul Heratec.....-..... 277
7.2.4.12.6.3. Coroane mixte cu schelet din titan..... 278
7.2.4.12.6.4. Realizarea componentei metalice prin ambutisare..... 279
7.2.4.12.7. Coroana mixtă metalo-ceramică fenestrată 280
7.2.4.12.8. Alte variante de coroane mixte metalo-ceramice..... 281
7.2.4.12.9. Sistemul Golden Gate..... 283
7.2.4.13. Realizarea componentei fizionomice a coroanelor mixte
metalo-ceramice.....;.....:..... 284
7.2.4.13.1. Sinterizarea maselor ceramice pe componenta metalică..... 287
7.2.4.13.4. Depunerea, modelarea şi arderea straturilor de mase ceramice 286
7.2.5. Restaurări protetice prin substituirea coroanelor..... .....;..... 290
7.2.5.1. Egresia radiculară..... 290
7.2.5.2. Indicațiile şi contraindicațiile metodei de substituire..... 294
7.2.5.3. Oportunitatea restaurării prin substituire..... 294
7.2.5.4. Particularități de preparare a dinților..... 298
7.2.5.5. Tehnici directe..... 303
7.2.5.6. Tehnici semidirecte..... 309
7.2.5.7. Tehnici indirecte.....312
7.2.5.8. Tehnici combinate.....:.....;.....313
7.2.5.9. Coroana de substituție.....315

7.2.5.10. Coroană de substituție sau dispozitiv coronoradicular?..... 317
7.2.5.11.Eşecuriclinice.....317
7.2.6. Materiale din care se realizează restaurări extracoronare..... 319
7.2.6.1. Metale şi aliaje. Observații clinice..... 319
7.2.6.1.1. Criteriile de alegere a aliajelor dentare.....-..... 320
7.2.6.1.2. Clasificarea aliajelor dentare..... 320
7.2.6.1.3. Biocompatibilitatea.....;.....,..... 322
7.2.6.2. Masele ceramice. .....,.....,.....,.....,..... 328
7.2.6.2.1. Structură şi rezistență..... 329
7.2.6.3. Polimeri 334
7.2.6.4. Răşini diacrilice compozite..... 334
7.2.6.5. Mase ceramice versus compozite ca materiale de placaj .....;... 340
7.3. **Bibliografie..**..... 341
8. INTERMEDIARII PROTEZELOR FIXE (CORPURI DE PUNTE).....,..... 348
8.1. Definiții şi nomenclatură 349
8.2. Elemente componente şi categoriile de proteze parțiale fixe..... 350
8.2.1 Intermediari dintr-un singur material..... 353
8.2.2. Intermediari micşti (din două materiale)..... 356
8.3. Rapoartele intermediarilor cu creasta edentată..... 363
8.3.1. Intermediari în şa (clasic gaddle, ridge lap pontic)..... 368
8.3.2. Intermediari în semişa (şa modificata - modified ridge lap) 369
8.3.3. Intermediari cu raport tangent lineari..... 370
8.3.4. Intermediari cu contact punctiform..... 371
8.3.5. Intermediari la distanță de creastă (suspendați)..... 372
8.3.6. Intermediari ovoidali (situați intramucos)..... 373
8.3.7. Crestcle breşelor edentate..... 375
8.4. Intermediarii protezelor parțiale fixe - design şi tehnologie .....,.....;.... 378
8.4.1. Intermediari metalici (masivi).....380
8.4.2. Caseta cu fațetă.....:..... 381
8.4.3. Intermediari sub formă de bonturi pentru coroane polimerice şi/sau ceramice („punțile degetar")..... 383
8.4.4. Intermediari sub formă de bară metalică lineară şi bară cu bonturi metalice 383
8.4.5. Intermediari metaloceramici..... 384
8.4.6. Intermediari - Inzoma şi Probond..... 388
8.4.7. Intermediari cu fațete ceramice..... 388
8.4.8. Intermediari din titan şi/sau cu infrastructură din titan.....;..... 389
8.5. Restaurări protetice monobloc („dintr-o singură bucată")...... 390
8.6. Restaurări protetice fixe din două sau mai multe bucăți..... 391
8.6.1. Solidarizarea intermediarilor la elementele de agregare 392
8.6.1.1. Sudura..... 395
8.6.1.2. Supratumarea.,..... „.....399
8.6.1.3. Lipirea cu lot..... 399
8.7. Dificultăți de inserare a protezelor parțiale fixe.....:.:..... 406

8.8.Bibliografie.....408
9. PLANUL DE TRATAMENT ÎN PROTEZAREA BREŞELOR EDENTATE.. 413
9.1. Opțiuni protetice în edentația parțială 413
9.1.1. Formele clinice şi clasificarea edentațiilor parțiale 424
.9.1.2. Restaurări protetice mobilizabile 429
9.1.3. Restaurari protetice fixe convcnționale (agregate la dinți naturali) 431
9.1.3.1. Evaluarea dinților stâlpi 431
9.1.3.1.1. Statusul coroanelor dentare 433
9.1.3.1.2. Confîgurația rădăcinilor 433
9.1.3.1.3. Raportul coroană - rădăcină 436
9.1.3.1.4. Statusul endodontal 439
9.1.3.1.5. Statusul parodontal 440
9.1.4. De la situația clinică la soluția terapeutică în protetica fixă 454
9.1.4.1. Restaurări fixe în zona laterală maxilară 455
9.1.4.2. Restaurări fixe în zona frontală maxilară 463
9.1.4.3. Restaurări fixe fronto-laterale la maxilar 467
9.1.4.4. Restaurări fixe la mandibulă 471
9.1.5. Alegerea elementelor de agregare 475
9.1.5.1. Topografia edentației şi pretențiile estetice 475
9.1.5.2. întinderea breşei edentate 476
9.1.5.3. Valoarea biomecanică a dinților stâlpi 476
9.1.5.4. Parodonțiul marginal şi profund 478
9.1.5.5. Tendința la carie 478
9.1.5.6. Vârsta, sexul, profesia, starea generală a pacientului 48
9.1.5.7. Condițiile tehnico-materiale 479
9.1.6. Restaurări fixe din elemente separate versus restaurări confecționate dintr-o bucată 479
9.1.7. Tipuri de restaurări protetice fixe 482
9.1.7.1. Clasificarea restaurărilor protetice fixe 482
9.1.7.2. Restaurări proteice fixe comune 486
9.1.7.3. Restaurări fixe cu extensie (cantilever fixed partial denture) 486
9.1.7.4. Restaurări fixe totale 488
9.1.7.5. Restaurări fixe mobilizabile şi demontabile 491
9.1.7.6. Restaurări fixe cu agregare adezivă (resin bonced prosthesis) 495
9.1.7.7. Restaurări fixe pe implante (fixed partial denture supported by dental implants) 496
9.2. Expectativa 497
9.3. Bibliografîe 500
10. BIOMECANICA RESTAURĂRILOR PROTETICE PARȚIALE FIXE.. 503
10.1. Solicitările din cursul funcțiilor aparatului dento-maxilar 504
10.2. Reacția aparatului dento-maxilar la solicitările funcționale şi parafuncții 506

10.3. Intervenţia protezării în raportul dintre solicitări şi reacţia aparatului dento-maxilar..... 509
10.3.1. Inserţie, retenţie şi stabilitate..... 510
10.3.1.1. Inserţia restaurări protetice parţiale fixe.....511
10.3.1.2. Retenţia restaurărilor protetice fixe.....514
10.3.1.2.1. Retenţia elementelor de agregare..... 516
10.3.1.2.2. Retenţia ce rezultă din numărul şi poziţia relativă a elementelor de agregare.....517
10.3.1.3. Stabilitatea restaurărilor protetice parţiale fixe..... 517
10.3.2. Deplasarea restaurărilor protetice fixe în întregime..... 518
10.3.3. Deformarea restaurărilor protetice partiale fixe 519
10.3.4- Comportamentul biomecanic al restaurărilor fixe realizate în diferite variante de elaborare..... 522
10.3.4.1. Restaurări fixe cu sprijin pe doi stâlpi, dispuşi la cele două extremităţi..... 522
10.3.4.2. Restaurările fixe cu sprijin pe trei stâlpi în tratamentul edentaţiilor intercalate..... 523
10.3.4.3. Restaurările fixe cu doi stâlpi la o extremitate (mezial saudistal)..... 526
10.3.4.4. Restaurările protetice fixe cu extensie. 527
10.3.4.4.1. Variantele clinice..... 529
10.3.4.5. Proteza parţială fixă în edentaţia de canin..... 531
10.3.4.6. Restaurări protetice fixe cu sprijin implantar..... 531
10.3.4.6.1. Restaurări protetice fixe cu sprijin pur implantar..... 535
10.3.4.6.2. Agregări mixte (dento-implantare)..... 537
10.3.4.7. Restaurările protetice fixe cu agregare adezivă..... 542
10.4 Bibliografie..... 543
11. PRINCIPIILE PREPARĂMI DINŢILOR..... 545
11.1. Conservarea structurilor dure dentare..... 546
11.2. Retenţia şi stabilitatea.....548
11.2. l.Retenţia.....549
11.2.2.Stabilitatea..... 555
11.2.3. Axa de inserţie..... 561
11.3. Rezistenţa structurală..... 564
11.4. Integritatea marginală..... 567
11.5. Integrarea ocluzală..... 576
11.6. Protecţia biologiei pulpare..... 578
11.7. Raportul dintre proteza fixă şi parodonţiul marginal..... 591
11.7.1. Protecţia parodonţiului marginal m timpul protezării..... 592
11.7.2. Morfologia dinţilor naturali..... 593
11.7.2.1. Ariile de contact interproximale, şi ambrazurile..... 594
11.7.2.2. Contururile fiziologice ale suprafeţelor coronare vestibulare şi orale..... 599
11.7.2.3. Conturul mezial şi distal al joncţiunii smalţ-cement..... 601

11.7.2.4. Zona şanţului gingival.....;.....:..... 602
11.7.2.5. Zona subsulculară.....:-..... 604
11.7.3. Conturul restaurării protetice..... 606
11.7.4. Plasarea marginilor restaurării în raport cu şanţul gingival..... 611
11.7.5. Particularităţi ale raportului proteză unitară - parodonţiu marginal la dinţii cu suport parodontal redus..... 613
11.8. Bibliografie.....618

12.1. Instrumentarul utilizat în prepararea dinţilor.....621
12.1.1. Instrumentarul rotativ..... 623
12.2. Preparaţii intracoronare.....628
12.2.1. Concepte de bază în prepararea cavităţilor pentru inlay ...;.:.....:.....;..... 631
12.2.2. Preparaţii pentru incrustaţiile ocluzale 632
12.2.3. Preparaţii pentru incrustaţiile proximo-ocluzale..... 634
12.2.4. Preparaţii pentru incrustaţiile M.O.D..... 636
12.2.5. Caracteristici ale preparaţiilor pentru incrustaţii ceramice, din compozit şi integral ceramice..... 639
12.3. Prepararea dinţilor pentru coroane parţiale..... 643
12.3.1. Prepararea dinţilor pentru coroană parţială 4/5 .....;.....!..... 647
12.3.1.1. Prepararea unui premolar maxilar pentru o coroană **parţială** 4/5..... 647
12.3.1.2. Prepararea unui molar mandibular pentru o coroană parţială 4/5..... 649
12.3.1.3. Variante ale coroanelor partiale pe dinţii posteriori..... 651
12.3.2. Prepararea dinţilor pentru coroana 3/4 652
12.3.3. Prepararea dinţilor pentru coroana parţialâ cu crampoane (Pinledgc)..... 656
12.4. Prepararea dinţilor pentru coroane de înveliş 658
12.4.1. Prepararea dinţilor pentru coroane turnate din aliaje 659
12.4.2. Prepararea dinţilor pentru coroane mixte.....;.. 667
12.4.2.1. Prepararea dinţilor pentru coroanele mixte metalo - ceramice.....….....….. 667
12.4.2.1.1. Prepararea dinţilor pentru coroane mixte metalo - ceramice m zona frontală..... 668
12.4.2.1.2. Prepararea dinţilor pentru coroane mixte metalo - ceramice în zona laterală..... 674
12.4.2.2. Prepararea dinţilor pentru coroane mixte metalo-polimerice (metalo - compozite şi metalo - acrilice)..... 678
12.4.3. Prepararea dinţilor pentru coroane de înveliş ceramice 679
12.5. Prepararea dinţilor cu tratamente endodontice..... 685
12.5.1. Metode şi tehnici de restaurare a dinţilor cu tratament endodontal..... 687
12.5.2. Fazele clinice ale preparării canalelor radiculare pentru dispozitive radiculare.....688
12.5.3. Dispozitive prefabricate şi reconstituirea bontului cu amalgame sau răşini..... 690

12.5.4. Dispozitive corono-radiculare turnate..... 697
12.6. Prepararea dinților pentru restaurări estetice prin placare cu fațete..... 702
12.6.1. Prepararea dintelui în vederea receptării unei fațete .....;..... 703
12.6.1.1. Modificări cromatice minore. :.....:..... 703
12.6.1.2. Modificări cromatice majore....:..... 705
12.6.2. Placarea cu fațete indirecte din rășini compozite .....:.....706
12.7. Particularități de preparare a dinților cu afectare parodontală..... 707
12.8. Bibliografie 713
13. RESTAUREA PROVIZORIE ÎN PROTEZAREA FIXĂ
(PROVISIONALRESTAURATION).....718
13.1.Obiective.....719
13.1.1. Protecția integrității câmpului protetic 719
13. l.l.l.Protecția pulpară..... 719
13.1.1.2. Protecția suprafețelor de smalț.....720
13.1.1.3. Protecția parodonțiului marginal..... 721
13.1.2. Stabilitatea poziționalã..... 721
13.1.3. Menținerea funcției ocluzale 722
13.1.4. Funcția fizionomică. 722
13.1.5. Igienizarea corectă..... 722
13.1.6. Rezistența şi retența..... 723
13.1.7. Sprijinirea unor etape ulterioare ale tratamentului protetic..... 723
13.2. Clasificarea restaurărilor provizorii..... 724
13.3. Materiale destinate restaurărilor protetice provizorii 726
13.3.1. Răşini acrilice..... 727
13.3.2. Răşini policarbonate.....:..... 729
13.3.3. Râşini epiminice.....729
13.3.4. Răşini diacrilice compozite.....-.....;... 730
13.3.5. Răşini acetalice.....;..... 731
13.3.6. Răşini dual (autofotopolimerizabile)..... 731
13.3.7. Răşini armate cu fibre de sticlă 733
13.4. Tehnici de obținere a restaurărilor protetice provizorii..... 733
13.4.1. Tehnica directă..... 737
13.4.1.1. Conformatoarele..... 737
13.4.1.2. Etape în realizarea restaurărilor provizorii prin tehnica directa..... 739
13.4.2. Tehnica combinată..... 741
13.4.3. Tehnica indirectă.....742
13.4.4. Dispozitive corono - radiculare provizorii..... 745
13.4.5. Restaurâri provizorii cu schelet metalic din aliaje nenobile..... 745
13.4.6. Proteze parțiale mobilizabile provizorii..... 748
13.5. Restaurări protetice provizorii imediate..... 751
13.5.1. Clasificare..... 752
13.5.2. Procedee de confecționare..... 752
13.6. Restaurarea provizorie în implantologia orală 754
13.6.1. Restaurări protetice provizorii cu sprijin muco-osos 755

13.6.2. Restaurări protetice provizorii cu sprijin dentar..... 755
13.6.3. Restaurări protetice provizorii cu sprijin pur implantar..... 756
13.6.4. Restaurări protetice provizorii cu sprijin mixt 758
13.6.5. Restaurări protetice provizorii în funcție de edentație în terapia implantarâ …… 759
13.7. Fixarea restaurărilor protetice provizorii..... 762
13.8. Bibliografîe..... ……764
14. CONTROLUL FLUIDELOR BUCALE ŞI PREGĂTIREA ŞANȚULUI GINGIVAL ÎN VEDEREA AMPRENTĂRII..... 767
14.1. Controlul fluidelor bucale 767
14.2. Pregătirea şantului gingival în vederea amprentării..... 769
14.2.1. Lărgirea temporară a şanțului gingival prin metoda mecanică 770
14.2.2. Lărgirea temporară a şanțului gingival prin metoda chemo - mecanică 771
14.2.3. Chiuretajul gingival rotativ - gingivorotajul..... 780
14.2.4. Lărgirea temporară a şanțului gingival prin metoda electrochirurgicală..... 781
14.2.4.1. Electrotomul..... 781
14.2.4.2. Utilizarea metodei electrochirurgicale pentru lărgirea temporară a şanțului gingival..... 782
14.2.5. Evaluarea mijloacelor şi metodelor de lărgire temporară a şanțului gingival..... 785
14J.Bibliograne.....786
15. AMPRENTA ÎN PROTETICA FIXĂ.....787
15.1. Generalități, terminologie şi sfaturi practice..... 787
15.2.Istoric.....,..,.,.....,.....,.....792
15.3. Scop şi obiective..... 793
15.4. Fidelitatea şi evidențierea zonei terminale..... 794
15.5. Portamprentele..... 795
15.6. Modalități de prezentare şi depunere a materialelor de amprentă pe câmpul protetic şi/sau în portamprente .....;..... 802
15.7. Materiale de amprentă utilizate în protezarea fixă..... 805
, 15.7.1. Materiale rigide..... 807
15.7.2. Materiale elastice..... ….…..…..812
15.7.2.1. Hidrocoloizi ireversibili (alginate).....;.....,.....„.....…..... 813
15.7.2.2. Hidrocoloizi reversibili.....;.....…..... 818
15.7.2.3. Elastomeri de sinteză.....…….....…... 821
15.7.2.3.1. Elastomeri polisulfîdici.....,.....….....,...,…….... 822
15.7.2.3.2. Elastomeri siliconici.....„..... 825
15.7.2.3.3. Polieteri..... 827
15.7.2.4. Materiale de amprentă fotopolimerizabile ……...:.....;..... 831
15.7.3. Proprietățile materialelor de amprentă - sinteză.....…..... 832
15.8. Amprenta convențională....... 838
15.8.1. Amprenta într-un singur timp (monofazică) 838
15.8.1.1. Amprenta cu hidrocoloizi ireversibili (alginate)..... 839
15.8.1.2. Amprenta cu hidrocoloizi reversibili..... 842
15.8.1.3. Amprenta cu elastomeri de sinteză în portamprente individuale..…..... 843

15.8.1.3.1. Confecționarea portamprentelor individuale..... 844
15.8.1.3.2. Amprentarea cu polisulfuri. 847
15.8.1.3.3. Amprentarea cu siliconi de condensare..... 849
15.8.1.3.4. Amprentarea cu siliconi de adiție..... 850
15.8.1.3.5. Amprentarea cu polieteri. 851
15.8.1.3.6. Amprentarea prin tehnica dublului amestec..... 858
15.8.1.3.7. Amprentarea preparațiilor pentru coroane partiale cu crampoane (pinledge)..... 860
15.8.1.3.8. Amprentarea canalelor radiculare..... 862
15.8.2. Amprenta în doi timpi (bifazice). 863
15.8.2.1. Amprenta de corectare, spălare..... 864
15.8.2.2. Amprentarea rigid-elastică..... 867
15.8.2.3. Amprentarea cu masă termoplastică în inel de cupru..... 868
15.8.3. Amprenta arcadelor antagoniste..... 872
15.8.4.Înregistrarea ocluziei..... 873
15.8.5. Dezinfecția amprentelor tradiționale..... 875
15.8.6 Amprenta convențională - parametri clinici..... 883
15.9. Amprenta opto-electronică..... 891
15.9.1. Istoric şi principiu.. .,..... 892
15.9.2. Parametri clinici..... 896
15.10. Bibliografie..... 899
16 MODELUL ÎN PROTETICA FIXĂ..... 905
16.1. Modelul tradițional fizic şi analog 905
16.1.1. De la amprentă la model..... 906
16.1.1.1. Verificarea amprentei..... 907
16.1.1.2. Momentul confecționârii modelului..... 907
16.1.1.3. Realizarea unui model din gips dur..... 908
16.1.1.4. Factori care influențează proprietățile modelelor din gips..... 910
16.1.2. Clasificarea modelelor în protezarea fixă..... 910
16.1.3. Clasificarea materialelor utilizate la confecționarea modelelor pentru proteze fixe..... 911
16.1.4. Modele de studiu şi diagnostic..... 914
16.1.5. Modele de lucru pentru proteze unidentare şi proteze parțiale fixe..... 914
16.1.5.1. Modele monobloc (cubonturi fixe)..... 915
16.1.5.2. Modele cu bonturi mobilizabile 916
16.1.5.2.1. Modelul clasic cu bont mobilizabil..... 916
16.1.5.2.2. Modele secționate cu pinuri (dowel)..... 919
16.1.5.2.3. Procedeul PINDEX,..... 922
16.1.5.2.4. Modele tip ZEISER..... 922
16.1.5.2.5. Tehnica Kiefer..... 924
16.1.5.2.6. Evaluarea eficenței unor pinuri 924
16.1.5.3. Modele secționate fără pinuri..... 925
16.1.5.3.l.Sistemul TRAY..... 926
16.1.5.3.2. Sistemul Nu-Logic Ez TRAY..... 927

16.15.3.3.Model ZACK.....927
16.1.5.3.4. Accu-Trac Precision Die System..... 928
16.1.5.3.5. Sistemul CRACK-WAFER (Modelul fracționat)..... 931
16.1.5.4. Modele realizate prin depunere de metale pe cale galvanicD 933
16.1.5.5. Modele realizate prin depunere de aliaje pulverizate
SISTEMUL METALLOMAT -.....;..... 935
16.1.5.6. Modele de lucru cu bonturi mobilizabile şi cape de transfer..... 936
16.1.6. Modelele duplicat în tehnologia protezelor fixe.....:.. 937
16.1.6.1. Modele speciale din materiale extrem de dure..... 937
16.1.7. HIGH-TECH, un sistem de model de lucru şi model duplicat..... 938
16.1.7.1. Etape de lucru..... 939
16.1.8. Influența culorii modelului asupra cromaticei restaurârilor coronare..... 940
16.1.9. Model integral de lucru pentru proteze fixe..... 941
16.1.10. Sfaturi cu privire la modelele tradiționale..... 944
16.2. Modelul auxiliar……945
16.3. Modelul virtual (numeric) .....…… 947
16.3.1. Scanarea modelelor obținute în urma unei amprente convenționale 948
16.3.1.1. Stabilirea coordonatelor tridimensionale cu ajutorul
profilometriei computerizate pentru analizarea modelelor dentare..... 948
16.3.1.2. Modelvirtual/Articulatorvirtual.....,950
16.3.2. Obținerea unui model virtual prin intermediul unei amprent opto-electronice ..... .952
16.4. Bibliografie .....,…… 953
17. CULOAREA ÎN PROTETICA FIXĂ..... 956
17.1. Aspecte fizice ale perceperii culorii.....;..... 957
17.2. Aspecte fiziologice ale perceperii culorii .....;..... 961
17.3. Valențe şi clase ale culorilor..... 962
17.4. Culori primare, secundare, complementare şi de compensație..... 963
17.5. Posibilitâți de influențare ale perceperii culorii..... 963
17.6. Metameria şi consecințele ei..... 965
17.7. Sisteme de ordonare ale culorilor .....;..;.....;... 966
17.8. Principii de bază pentru determinarea culorii în protetica fixă....;.....:..... 969
17.9. Chei de culori 976
17.10. Influențe specifice asupra determinării şi comparârii culorii..... 972
17.11. Sisteme noi de determinare computerizată a culorii..... 975
17.12. Probleme de cromatică în clinica protezării fixe .....„.....:..... 977
17.13. Perspective.....:..... 978
17.14. Bibliografie.. .....:..... 979
18. ADAPTAREA ŞI FIXAREA PROTEZELOR FIXE 981
18.1. Adaptarea şi finisarea protezelor fixe .....:.....„..... 981
18.1.1.Adaptareaproximală..... 982
18.1.2. Adaptarea marginală.. 983
18.1.3. Adaptarea ocluzalâ..... 984

18.2. Fixarea..... 982
18.2.1. Raporturi geometrice între bonturi şi coroane..... 985
18.2.2. Cimentarea provizorie..... 988
18.2.3. Cimenturi pentru fixare provizorie..... 989
18-2.4. Cimentarea de durată. 989
18.2.5. Cimenturi pentru fixarea de durată..... 990
18.2.6. Criterii de selectare a cimenturilor..... 999
18.2.7. Fazele clinice ale cimentării..... 1000
18.2.8. Particularităţi de cimentare a diferitelor restaurări protetice fixe..... 1005
18.2.9. Incidente şi accidente după fîxare.....1006
18.3. **Bibligrafîe..**..... 1009
19. ESTETICA ÎN PROTETICA FIXĂ..... 1010
19.1. Perspectivele istorice ale esteticii..... 1011
19.2. Implicaţiile sociale ale esteticii..... 1012
19.3. Dispunerea dinţilor în cadrul arcadelor dentare naturale.....- 1013
19.3.1. Buzele si vizibihtatea dinţilor..... 1014
19.3.2. Spaţiul negativ..... 1015
19.3.3. Principiul gradaţiei..... 1016
19.3.4. Principiile formei.. 1017
19.3.5. Iluzia.. 1019
19.4. Zâmbetul si estetica facială..... 1024
19.5. Proporţia de aur (divină)..... 1029
19.6. Sistemul Kalco pentru reproducerea buzelor..... 1033
19.7. Bibliografie..... 1036
20. TITANUL ÎN **PROTETICA FIXĂ**..... 1038
20.1. De ce titanul în protetica dentară..... 1040
20.1. l.Proprietăţi fizice.....1041
20.1.2. Proprietăti chimice.....1042
20.1.2.1. Rezistenţa la coroziune..... 1043
20.1.3. Proprietăţi biologice.,..... 1045
20.2. Proteze fixe din titan..... 1045
20.2.1. Consideraţii practice m realizarea protezelor fixe din titan..... 1046
20.2.2. Variante tehnologice în realizarea protezelor fixe din titan şi aliajele sale..... 1048
20.2.2.1. Realizarea pieselor protetice din titan prin utilizarea tehnicilor tradiţionale de topire/tumare..... 1050
20.2.2.2. Folosirea tehnologiilor speciale de topire/tumare la realizarea pieselor protetice din titan şi aliaje de titan..... 1050
20.2.2.3. Tehnologii altemative în prelucrarea titanului şi aliajelor sale cu destinaţie stomatologicâ 1053
20.2.2.3.1. Sistemele CAD/CAM în prelucrarea titanului..... 1053
20.2.2.3.2. Prelucrarea titanului prin electroeroziune..... 1053
20.2.2.3.3. Solidarizarea prin sudură a subansamblelor protetice din titan..... 1054
20.2.2.3.3.1. Sudura cu LASER .,..... 1055

20.2.2.3.3.2. Sudura cu plasmă (arc electric)..... 1056
20.2.2.3.3.3. Sudura intraorală de subansamble protetice din titan..... 1056
20.2.2.3.4. Lipirea cu loturi..... 1057
20.2.2.3.5. îmbinarea pieselor protetice din titan
prin tehnici adezive..... 1057
20.2.3. Posibilităţi de placare cu materiale fizionomice..... 1058
20.2.3.1. Placarea cu mase plastice..... 1058
20.2.3.2. Placarea cu mase ceramice..... 1059
20.3.Bibliografie.....1062
21. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE NEMETALICE
(SISTEME INTEGRAL CERAMICE)..... 1064
21.1. Generalităţi..... 1064
21.2. Restaurâri protetice integral ceramice..... 1067
21.2.1. Faţete ceramice..... 1067
21.2.2. Inlay-uri şi onlay-uri..... 1069
21.2.3. Dispozitive corono-radiculare. 1070
; 21.2.4. Coroane integral ceramice..... 1071
21.2.5. Proteze parţiale fixc pluridentare integral ceramice..... 1072
21.3. Sisteme integral ceramice - particularităţi tehnologice ..... …..1073
! < 21.3.1. Sisteme aditive 1074
21.3.1.1. Sisteme realizate prin adiţie de straturi succesive..... 1074
21.3.1.2. Tehnica arderii prin infiltrare..... 1075
21.3.1.3. Sisteme realizate prin presare..... 1080
21.3.1.4. Sisteme concepute pentru tehnici de turnare..... 1084
21.3.2. Sisteme substractive..... 1087
21.3.2.1. Sisteme CAD/CAM.. 1089
21.3.2.2. Frezare prin copiere „..... 1099
21.4. Consideraţii clinice..... 1103
21.5.Bibnugrafle 1109
22. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE DENTARE
(PROTEZE FIXE CU SPRIJIN IMPLANTAR)..... 1111
22.1. Generalităţi..... 1111
22.2. Câteva principii ale restaurârilor protetice cu sprijin implantar..... 1114
22.3. Evaluarea proteticâ în implantologia oralâ..... 1117
22.4. Etapele clinico-tehnice de realizare a unei restaurări protetice
pe implante endoosoase..... 1123
22.5. Câteva principii de elaborare a suprastructurilor în laboratoarele de
tehnică dentarâ.....ll34
22.6. Restaurări protetice fixe pe implante a breşelor edentate reduse 1138
22.7. Restaurări protetice fixe pe implante a edentaţiilor clasa 1 şi a II-a Kennedy 1142
22.8. Restaurâri protetice fixe pe implante a edentaţiilor
clasa a III-a Kennedy..... 1145

22.9. Restaurări protetice fixe pe implante a edentației totale.....;.... 1146
22.10. Fixarea suprastructurilor prin înşurubare..... 1147
22.11. Suprastructuri demontabile sau cimentate?..... 1149
22.12. Bibliografie..... 1151
23. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE CU AGREGARE ADEZIVĂ 1153
23.1. Generalități, termeni şi definiții..... 1153
23.1.1.Istoric.....,.....,.....1155
23.1.2. Considerații practice asupra adeziunii..... 1157
23.1.3. Avantaje şi dezavantaje..... 1158
23.1.4. Indicații şi contraindicații..... 1159
23.1.5. Clasificarea restaurărilor protetice fixe adezive..... 1161
23.2. Clinică, tehnologie şi materiale 1162
23.2.1. Macrocondiționarea.....,.....,..... 1166
23.2.2. Microcondiționarea smalțului..... 1176
23.2.3.1- Interfața adeziv-smalț..... ….....;..,....-.....::.....-....- 1177
23.2.3. Amprenta (Particularități)..... 1180
23.2.5. Particularități în tehnologia de laborator..... 1181
23.2.5.1. Condiționarea aliajelor..... 1182
23.2.5.1.1. Tehnici şi materiale de condiționar……..... 1183
23.2.5.1.2. Interfața aliaj-adeziv..... 1193
23.2.5.2. Realizarea componentei fizionomice a intermediarului din mase ceramice.....;..... 1195
23.2.5.3. Realizarea componentei fîzionomice a intermediarului din răşini, sticle polimerice şi ceromeri..... 1195
23.2.6-Sisteme integral polimerice şi ceramice pentru restaurări protetice fixe adezive..... 1196
23.2.7. Verificarea restaurărilor protetice fixe adezive m cavitatea bucală şi colajul lor 1198
23.3. Adezivi..... .....„..... 1199
23.4. Longevitatea şi prognosticul restaurărilor protetice fixe adezive.....…..... 1204
23.5. Bibliografîe 1210
24. METODE ŞI DISPOZITIVE DE ÂBLÂȚIE A RESTÂURÂRILOR FIXE..... 1217
24.1. Metode de ablație prin dezvoltarea de şocuri mecanice..... 1218
24.1.1. Dispozitive manuale..... 1218
24.1.1.1. Instrumentele Treymann şi Schroeder..... 1218
24.1.1.2. "Ciocanul" de mîndepărtare a protezelor fixe..... 1219
24.1.1.3. Dispozitivul de dezinserare cu arc..... 1219
24.1.2. TehnicaATD..... 1220
24.1.2.1. Dispozitivul ATD 012 (simplu……...1220
24.1.2.2. Dispozitivul ATD 018..... 1220
24.1.2.3. Dispozitivul ATD 022..... 1220
24.1.3. Dispozitive electro-mecanice..... 1222
24.2. Instrumente şi cleşti pentru descimentarea şi ablația coroanelor şi protezelor parțiale fixe 1225

24.2.1. Cleşti folosiţi la ablaţia restaurărilor fixe..... 1225
24.2.1.1. Cleştele pentru descimentarea şi ablaţia coroanelor dentare..... 1225
24.2.1.2. Cleştele pentru îndepărtarea protezelor parţiale fixe..... 1226
24.2.2. Forcepsul pentru secţionarea coroanelor dentare 1226
24.2.3. PensaPlanert..... 1227
24.3. Ablaţia coroanelor metalo-ceramice şi integral ceramice cimentate provizoriu cu ajutorul matricei Sigveland..... 1228
24.4. Ablaţia restaurârilor protetice fixe cu ajutorul unor răşini..... 1229
24.5. Accidente şi incidente în timpul ablaţiei restaurărilor fixe..... 1229
24.6. Bibliografie..... 1230
25. MĂSURI DE IGIENIZARE INDIVIDUALĂ ŞI PROFESIONALĂ A RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE..... 1231
25.1. Autocurâţirea..... 1231
25.2. Igienizarea buco-dentară..... 1232
25.2.1. Formarea plăcii bacteriene 1236
25.2.2. Indepărtarea plăcii bacteriene..... 1237
25.2.2.1. Eliminarea mecanică a plăcii dentare..... 1238
25.2.3. Igienizarea individuală..... 1238
25.2.3.1. Periajul dinţilor restanţi şi al restaurârilor protetice fixe..... 1239
25.2.3.2. Mijloace complementare de igienâ..... 1240
25.2.3.2.1. Firul de mătase 1241
25.2.3.2.2. Periuţele interdentare..... 1242
25.2.3.2.3. Stimulatorul gingival..... 1242
25.2.3.2.4. Hidropulsorul 1244
25.2.4. Igienizarea profesională 1245
25.2.5. Controlul plăcii dentare prin mijloace chimice..... 1246
25.3. Igiena buco-dentarâ individuală specifică protezaţilor cu restaurări fixe..... 1246
25.4. Igiena buco-dentară individualâ specifică pacienţilor cu restaurâri protetice fixe pe implante..... 1248
25.5. în loc de concluzii 1249
25.6. Bibliografîe 1250

Abrevieri

AA - Amalgame de argint
ABT - Axa balama terminalâ
ADA - American Dental Association
ADM - Aparat dento-maxilar
AGC - Auro-Galva-Crown ANSI - American National Standard Institute
ASTM - American Society for Testing and Materials
ATM - Articulație temporo-mandibularâ
ATR - Atraumatic Rehabilitation
Bis-GMA - 2,2,- bis[4-(2'-hidroxi-3' meta-criloiloxipropil)fenil)propan]
BMP - Bone Morphogenetic Protein
CAD/CAM- Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing (Machining). Proiectare şi realizare de proteze dentare asistate de calculator
CD — Cimenturi diacrilice
CDT - Coeficient de dilatare termică
CFAO — Conceptioil et Fabrication Assistee par Ordinateur
CIMR — Cimenturi ionomere de sticlâ modificate cu răşini
CIS - Cimenturi ionomere de sticlă
CM - Coroanămixtă
CMGC - Coroană mixtă galvano-ceramică
CMMC - Coroană mixtă metalo-ceramică
CMMP - Coroanâ mixtă metalo - polimerică
Co - Cr - Aliaj de cobalt crom
C-0 - Cervico-ocluzal
CPM - Compomeri
Di - Indice clinic de disfuncție propus de Marti Helkimo
DC - Dispozitiv coronar
DR - Dispozitiv radicular
DCR - Dispozitiv coronoradicular
DIN - Deutsches Institut fur Normung
DTD - Dispozitive de transfer directe
DTM - Disfuncție temporo-mandibularâ
DTI - Dispozitive de transfer indirecte
DV - Dimensiune verticală
DVO — Dimensiune verticala de ocluzie
EOS - Extra Oral System (sistem extraoral)
FPD - Fixed partial denture
FRC - Fiber Reinforced Composite (compozit armat cu fibre)
FOZ - Cimenturi fosfaț dc zinc
GPT - TheGlossaryofProsthodontic Terms — dicționarul termenilor m protetica dentară, editat de "Academy ofProsthodontics"; 7 ediții, ultima în 1999.
HA - Hidroxiapatită
HF - Acid fluorhidric
IM - Intercuspidare maximă
IMZ - Intramobile Zilinderimplantate
ISO - Intemational Standard Organisation
ISO-BMA- Iso-butil metacrilat
JSC - Joncțiune smalț-cement
M-D - Mezio-distal

MMA	Metil metacrilat
MOD MTI-MP	Mezio-ocluzo-distal Mini Transitional Implant şi Modular Prosthetic
	Model unitar
	n-butil metacrilat
	Aliaje de nichel-crom
	Ormoceri
MU	Ocluzie habituală
nBMA	Ocluzia de relaţie centricâ
Ni-Cr	Opaker Verbung System
OC	Policarbonat-dimetacrilat
OH	Cimenturi policarboxilat de zinc
ORC	Polimetilmetacrilat de etil
OVS	Poziţia de intercuspidare
PCDMA	maximă
PCZ	Polimeteacrilat de metil
PEMA	Polimetil-dimetacrilat
PIM	Poziţie de postură
	Proteză parţială fixă
PMMA	Proteză parţială mobilizabilă
PMMD	Protezăparţialămobilizabilă
PP	provizorie
PPF	Poziţia de repaus mandibular
PPM	Râşini acrilice
PPMP	Resin Bonding System
PRM	
RA	
RBS	

RC	Relaţie centrică
RDC	Răşini diacrilice compozite
RI	Relaţii intermaxilare
RID	Relaţii intermaxilare dinamice
RP	Restaurare protetică
RPF	Restaurare protetică fixă
RPFA	Restaurâri protetice fixe adezive
RPI	Restaurare provizoric imediatâ
RPM	Restaurare provlzorie mobilizabilă
RPP	Restaurare protetică provizorie
RS	Relaţii statice
RTG	Regenerare tisulară ghidată
SAM	Microscopie prin scanare acustică
SIC	Sisteme integral ceramicc
SNC	Sistem nervos central
SS	Sistem stomatognat
TiAlV4	Aliaj de titan, aluminiu şi vanadiu
TMS	Thread Mate System
TRE	Temporary Retention Element
UDMA	Uretan dimetacrilat (UEDMA)
VMP	Valori medii Periotest
V-0	Vestibulo-oral
ZOE	Zinc oxid eugenol

1. INTRODUCERE

Protezarea fixă este o ramură a proteticii dentare, care se ocupă de restaurarea dinților cu leziuni coronare şi refacerea continuității arcadelor dentare întrerupte, prin **piese protetice** (confecționate în afara cavității bucale) din **metal, polimeri, materiale compozite, ceramică** şi/sau combinații ale acestora (metal - polimeri şi metal - ceramică, metal - materiale compozite), **care nu pot fi deplasate din cavitatea bucală de către pacienți.** în cadrul **restaurărilor protetice fixe** există o categorie de proteze care, totuşi, se pot deplasa (dezinser[) de pe câmpul protetic, fie doar de către medic (demontabile), fie şi de către pacient (mobilizabile). Aceste categorii de **proteze mobilizabile şi demontabile** păstrează aproape toate caracteristicile protezelor fixe: volum egal sau mai mic decât al dinților naturali, prezintă un grad înalt de imobilitate în cursul dasfăşurării funcțiilor ADM şi transmit forțele masticatorii osului prin mecanisme dento-parodontale.

Realizarea unei restaurări protetice fixe include, pe lângă actul terapeutic propriu zis de restaurare protetică, **elaborarea unui diagnostic şi plan terapeutic corect,** o eventuală **terapie parodontală adecvată** întreținerii unor țesuturi cu alte raporturi decât dinții naturali (piese protetice din diferite materiale), **prevenirea apariției unor defecțiuni ulterioare** şi mai ales o **educație sanitară specifică domeniului.** Desigur, că în cursul desfaşurării unei terapii de restaurare protetică fixă, practicianul recurge şi la acte terapeutice proprii altor domenii stomatologice, ca şi chirurgia orală, endodonția, ortodonția, etc. Uneori competența lui fiind depăşită, el va apela la alți colegi de specialități diferite.

0 restaurare protetică fixă poate deveni o **„parte"** din **ADM,** fiind asimilată şi tolerată perfect de organism sau dimpotrivă, ea poate provoca pacientului doar **disconfort şi iatrogenii.** Calitatea restaurării depinde de **elaborarea planului de tratament, cunoştințele** şi **îndemânarea practicianului** pe de-o parte, iar pe de altă parte, de **terenul şi reactivitatea pacientului.**

Schimbările majore din stomatologie în acest sfârşit de mileniu (materiale performante, aparatură, instrumentar şi tehnologii noi) au făcut posibil ca un medic cu o îndemânare medie să poată realiza o **restaurare protetică fixă** la fel de bună ca cea făcută de un practician cu îndemânare deosebită. Acest aspect este poate cel mai remarcabil dintre toate evenimentele care caracterizează evoluția specialității noastre din ultimele decenii

Autorii acestei lucrări au scris—o cu scopul de a transmite specialiştilor (începători, tineri sau rutinați) o parte din **cunoştințele moderne** cu privire la elaborarea unei **proteze parțiale fixe.** In elaborarea prezentei cărți ne-am lovit de unele dificultăți legate de terminologie. Pentru ca intențiile noastre să fie înțelese fără nici un fel de echivoc, dorim ca încă din introducere să explicăm alegerea noastră.

Într-o discuție intimă sau într-un cadru restrâns, oricui îi este permis să aibă o semantică proprie, cu condiția să fie înțeles de interlocutori. Când comunicarea se extinde pe o scară mai largă, depăşind hotarele, credem că trebuie folosită o terminologie acceptată de **comunitatea ştiințifică internațională.**

Precum în multe alte domenii, inclusiv medicale, **terminologia anglo-saxonă s-a impus.** Termenii tehnici sunt adesea folosiți ca atare. Nu întotdeauna traducerea forțată sau găsirea de echivalențe este de dorit. Oricum, chiar dacă termenul s-a asimilat prin traducere, echivalentul trebuie să fie cât mai apropiat şi fidel originalului.

În domeniul nostru de activitate, ne-am ghidat după **Glosarul de Termeni în Protetică** (Glossary of Prosthodontic Terms), rodul unui colectiv de excepție, în care punctele de vedere s-au obținut prin consens şi nu prin impunere, **„scopul final fiind o terminologie universală în protetică".** În subtext se înțelege că efortul colectivului s-făcut pentru a evita ca fiecare să-şi impună o terminologie proprie, care, de cele mai multe ori, nu are acoperire.

Prima ediție a acestui glosar a apărut în anul 1956. Periodic, se face actualizarea termenilor. Ultima ediție, a VII-a, a fost publicată în ianuariel999. La conținutul acestei ediții ne referim în continuare.

Prosthodontics (Protetica) este o ramură a stomatologiei care se ocupă cu restaurarea şi menținerea funcției, confortului, înfățişării şi sănătății pacientului, prin restaurarea dinților naturali şi/sau înlocuirea dinților care lipsesc şi a țesuturilor orale şi maxilo-faciale cu substitute artificiale. Ea poate fi divizată în: **Fixed prosthodontics (FPD) - Protezare fixă; Removable prosthodontics,** parțial (PPD), complete **- Protezare mobilizabilă** (parțială şi totală), **Maxillofacial prosthodontics - Protezare maxilofacială** şi **Implant prosthodontics - Protezare pe implante.**

Fixed Prosthodontics - Protezarea fixă - este ramura proteticii care se ocupă cu înlocuirea şi/sau restaurarea dinților cu substitute artificiale (care nu sunt mobilizabile din cavitatea bucală).

Fixed Partial Denture - Protezarea parțială fixă - se cimentează sau fixează pe alte căi (prin alte mijloace) la dinții naturali, rădăcinile dentare şi/sau stâlpii implantari, care oferă sprijin primar pentru acest tip de proteză.

Denture - substitut artificial pentru dinții naturali şi/sau țesuturile adiacente care lipsesc.

La noi m țară, în acest domeniu, nu există o **terminologie proprie.** Acest tip de construcții protetice sunt denumite **punți** şi/sau **proteze conjuncte. Punte** este traducerea termenului englezesc **bridge** sau a celui german **briicke.** Influența germană este mai sigură. Semantic, nu se exprimă ceea ce sunt sau la ce sunt folosite punțile. Nu este inclusă noțiunea de proteză care restaurează sau care înlocuieşte un dinte pierdut. Puntea trece peste edentație. în subsidiar, termenul se referă doar la tratamentul protetic al edentațiilor (deşi vorbim adesea de „punte stabilizatoare"). Pentru ca întreagă construcție să fie percepută mai simplu, mai gracil, s-a folosit termenul de **punte*,** când, în realitate, în traducerea corectă, este vorba de **pod.**

Glosarul de termeni menționează, pur şi simplu, că **bridge** (punte) este slang (argou) şi **face trimitere la proteza parțială fixă.**

Al doilea termen folosit este cel de **proteză (lucrare) conjunctă.** S-a dorit să fie echivalentul termenului francez **„prothese conjointe".** 0 primă observație: **în literatura franceză se foloseşte din ce în ce mai mult „prothese fixee" şi din ce în ce mai puțin „prothese conjointe".** În maniera actuală, termenul de „conjunct" va supraviețui doar la noi. Vom fi păcăliți în continuare, pentru că termenul de **„proteză conjunctă",** echivalentul pentru

* punte - pod îngust (format adesea dintr-o scândură sau dintr-o bârnă), aşezat peste un şanț, râpă sau apă (DEX - 1996)

prothese conjointe, este o capcană lingvistică. In Dicționarul Explicativ al Limbii Române (DEX - 1998), cuvântul **„conjunct"** se referă la nişte relații gramaticale, fără şanse de extrapolare în stomatologie.

A persevera m actuala nomenclatură (punte, conjunctă, adjunctă) reflectă cel puțin un grad de conservatorism semantic. Se conjugă cu sintagma „rezolvarea" situației clinice.

0 mică analogie. Mulți ani, **protetica dentară** s-a numit **„Ortopedie stomatologică";** era tot o traducere, care azi ni se pare cel puțin anacronică.

Termenii: **proteză parțială fixă, proteză fixă** şi **protezare fixă** se înscriu în contextul terminologiei actuale. Definirea lor ne relevă **că este vorba despre o proteză** solidarizata la dintele (dinții) stâlp (i). Aşadar este fixată şi este fixă. Nu este o traducere forțată, de vreme ce, în spiritul semantic al limbii române, este echivalentul lui **„fixed partial denture",** „prothese fixee", „Festsitzender Zahnersatz". In foarte multe limbi se foloseşte termenul englezesc.

Globalizarea presupune lărgirea ariei de comunicare. Pentru a putea comunica, este nevoie de un **limbaj comun,** fie că este verbal, în galaxia Guttenberg sau pe internet.

Protetica a evoluat, în mai puțin de jumătate de secol, de la confecționarea pe baze empirice a unor substituenți ai dinților, mai mult sau mai puțin standardizați, la o **disciplină clinică.** Tehnicile şi materialele folosite în protetica dentară sunt într-o continuă dezvoltare.

În țările industrializate, în ultimele decenii, s-au obținut rezultate semnificative în stomatologia preventivă. Profilaxia cariei şi a parodontopatiilor marginale au drept rezultat menținerea dinților naturali până la o vârstă înaintată. Dinții naturali, la rândul lor, pot fi incluşi în **restaurări protetice fixe** de mare anvergură, pentru a evita protezările mobilizabile.

Ponderea protezărilor fixe în raport cu cele mobilizabile depinde de factorii socio-economici şi de măsurile de profilaxie instituite. Ele diferă, nu numai de la o țară la alta, ci şi de la o regiune la alta, în funcție de mediul citadin sau rural şi, nu în ultimul rând, de eficiența sistemului de asigurări. Atitudinea şi motivația populației pentru tratamentul stomatologic trebuie sprijinită financiar şi organizatoric.

Evaluarea necesităților de tratament pentru fiecare pacient este un procedeu de rutină în practica cotidiană. Aprecierea poate vana de la un practician la altul. Lucrurile se complică atunci când se compară „necesitățile" formulate profesional şi cele percepute de către pacient şi formulate ca revendicări.

Necesitățile apreciate din punct de vedere profesional s-au modificat drastic în deceniile din urmă. Atitudinea de a înlocui protetic toți dinții pierduți a fost pusă sub semnul întrebării, fiind considerată de unii o dogmă. **Un grup de experți ai OMS au formulat în T992 următoarea idee: „când nu este necesar funcțional sau estetic, dinții nu vor fi înlocuiți".**

In acest context, „conceptul arcadelor scurtate" (arcade cu dinți de la un premolar la altul) pare o abordare realistă, când incidența cariei este mare şi resursele limitate.

De fapt, acest concept a fost formulat ca o etapă intermediară spre generațiile viitoare, care îşi vor menține integritatea arcadelor la vârste înaintate.

Este deosebit de important să se răspundă la întrebările **dacă, cum şi când vor fi înlocuiți dinții pierduți.** Pentru evaluarea necesităților de tratament sunt necesare mai multe cercetări. Trebuie să se țină seama, în mai mare măsură şi de doleanțele pacientului.

Oricum, este utilă pregătirea noii generații de stomatologi spre o asistență cuprinzătoare, integrativă, în care **protezarea fixă** ocupă un loc important.

Roadele măsurilor de profilaxie a cariei şi chiar a parodontopatiilor nu apar de la o zi la alta. Necesită ani mulți. Menținerea însă a unui număr crescut de dinți lărgeşte indicațiile protezării fixe, în dauna celor mobilizabile. Obişnuiți cu dinți naturali, înşişi pacienții vor repudia protezările mobilizabile.

Pentru a prelungi longevitatea protezei fixe, deşi e riscant să se facă o ierarhizare, aspectele biologice sunt adesea mai importante decât cele tehnice. Aşa se explică amploarea pe care am dat-o protecției mutuale cu parodonțiul marginal.

Date fiind exigențele biologice şi aspectele tehnologice, luarea deciziilor în protetica dentară va fi din ce în ce mai dificilă, datorită amplificării posibilităților de tratament.

Lucrarea de față conține 25 de capitole, relativ echilibrate. Conținutul lor abordează soluții terapeutice tradiționale, cât şi procedee şi tehnologii modeme, unele de ultimă oră, în autorii au o experiență semnificativă.

Un capitol din carte este dedicat în exclusivitate protezărilor fixe cu agregare adezivă la dinții stâlpi (cap. 23). 0 primă explicație a extinderii acestui gen de restaurări este legat rezultatele în profilaxia cariei obținute în țările industrializate, scontate la noi.

Scăderea prevalenței cariei se reflectă în faptul că dintele limitrof edentației, potențial dinte stâlp, nu prezintă distrucții coronare, ci structuri dure sănătoase. în astfel de situații, trebuie aleasă o alternativă la protezarea fixă convențională, în care sunt necesare şlefuiri de până la50% din țesuturile dentare sănătoase. Evident, protezarea convențională nu este o abordarea biologică, iar cea adezivă este conservatoare.

Restaurările protetice agregate adeziv au fost considerate inițial ca fiind temporar studiile efectuate pe termen lung, rezultatele au fost prezentate ca fiind mult mai favorabile Colectivul clinicii noastre are o experiență de două decenii în acest domeniu.

In prezent se acceptă ca fiind semipermanente şi vor deveni, în curând, una din opțiuni „permanente" din protetică. Extinderea lor depinde mult de progresele care se fac în realizarea cimenturilor adezive.

Comportamentul de excepție etalat de către **titan şi aliajele sale** în mediul şi greutatea specifică redusă, coeficientul de dilatare termică asemănător cu cel al țesuturilor (dentare, ca şi alte avantaje, au inserat acest metal în rândul aliajelor dentare. Este adevăra **„furia titanului"** nu a cuprins țara noastră ca pe națiunile industrializate, **dar nu trebuie uitat că la Timişoara s-a realizat prima proteză dentară din titan în România.**

Nu **se poate concepe protezare fixă fără estetică.** Îmbunătățirea înfățişării ocupă un loc din ce în ce mai important în stomatogia restauratoare. Fața şi în special zâmbetul au un impact deosebit în relațiile interumane. vorbeşte din ce în ce mai mult de **„puterea zâmbetului"** pentru reuşita în societate Stomatologul are capacitatea de a face zâmbetul mai frumos şi, prin îmbunătățirea încrederi sine, să schimbe cursul vieții unei persoane.

Conceptul de frumos este dependent de influențe culturale, de un fundal psihologic. trebuie privit istoric. In prezent, în țările industrializate şi din ce în ce mai mult şi la imperativul estetic constă în realizarea de restaurări care să arate cât mai natural. Aceste problematici îi este rezervat capitolul 19.

Fără exagerare, implantele dentare au revoluționat protetica, în special proteza mobilizabilă.

în ultimele două decenii, tratamentul cu proteze partiale fixe cu sprijin implanta devenit o procedură de rutină pentru proteticieni, chirurgi orali, parodontologi şi chiar practici generalişti. Este vorba despre țările occidentale. în prezent există peste 80 de sisteme comerciale de implante. Deşi dezvoltarea lor este foarte rapidă, puțini oameni beneficiază de tratamente implante. Până în anul 1993, aproximativ 300.000 de pacienți au fost tratați doar cu implante Branemark. Este un număr impresionant, însă totuşi mic în comparație cu numărul de edentații parțiale şi totale, tratate prin metode convenționale, care constituie încă soluții de toate zilele pentru marea majoritate a pacienților, în prezent şi în viitorul previzibil.

În domeniul cercetării fundamentale şi clinice se depun eforturi deosebite pentru a perfecționa implantologia, pentru a putea răspunde la multiplele întrebări pe care le pune acest domeniu şi la ora actuală (cap. 22).

Odată cu introducerea în curriculum-ul studenților noştri a disciplinei de Implantologie orală şi acordarea de competențe şi la noi în țară, progresele vor fi vizibile în viitorul apropiat.

Coroanele şi intermediarii metalo-ceramici, introduşi în anii 1960, continuă să reprezinte **opțiunea de elecție în protezarea fixă,** deoarece prezintă o rezistență mecanică şi o estetică bună. Dar exigențele pacienților au crescut simțitor. A apărut conceptul de **„stomatologie fără metale".** Restaurările protetice integral ceramice s-au extins mult şi datorită faptului că, în multe țări, organele de sănătate publică au recomandat restrângerea folosirii amalgamelor. Obsesia unor componente toxice ale metalelor, ca şi componentele alergenice ale acestora, au dus şi ele la extinderea **sistemelor integral ceramice (cap21).**

în lucrare sunt prezentate o serie de tehnologii de vârf din acest domeniu: Cerec, Procera, Celay, de a căror prezență şi progrese la noi, Timişoara nu este străină.

Lucrarea de față nu conține doar capitole exotice. Coloana ei vertebrală o formează capitolele care tratează **esența proteticii tradiționale: restaurările unidentare, ocluzia** şi **simulatoarele în protetica fixă (cap. 3 şi 4), intermediarii protezelor fixe (cap.8), biomecanica protezelor fixe** (cap 10) şi multe altele, a căror conținut aduce un suflu nou în specialitate. Merită a fi amintit şi **capitolul 24,** care pune la dispoziția practicienilor informații utile despre instrumentele, dispozitivele şi metodele de ablația restaurărilor protetice fixe.

Incheiem acest capitol introductiv cu speranța că studenții, stagiarii şi rezidenții, ca de altfel toți colegii care consultă această lucrare, vor aprecia eforturile noastre pe linie de documentare şi elaborare a acestui tratat într-o perioadă relativ dificilă, atât pentru noi toți, cât şi pentru specialitate

2. GENERALITĂȚI

Majoritatea definițiilor din literatura de specialitate care vizează protetica dentară un conținut predominant **tehnologic,** fie unul predominant **funcțional** (32). Din prima cat menționăm două definiții care ni s-au părut mai reprezentative :

Protetica dentară - se ocupă cu înlocuirea țesuturilor lipsă (pierdute) din aparatului masticator (Tumer-1907).

Protetica dentară (Prosthodontics) - este o ramură a stomatologiei care se ocupă cu design-ul, realizarea, inserarea şi menținerea unor piese protetice care înlocuiesc unul sau mai mulți dinți, precum şi a unor țesuturi din vecinătatea acestora **(FDI —1984).**

Din categoria definițiilor care vizează aspectul **funcțional** al disciplinei amintim:

Protetica este o ramură a stomatologiei care se ocupă cu restaurarea şi menținerea funcțiilor orale, a confortului şi fizionomiei, precum şi a stării de sănătate a pacientului restaurarea sau înlocuirea dinților naturali şi/sau a structurilor orale sau maxilare cu protetice artificiale. **(GPT - 1987,1994,1995).**

Protetica dentară (Prosthodontics, prosthetics) este d ramură a stomatologiei c ocupă cu reabilitarea funcțională şi estetică a sistemului masticator, prin înlocuirea artificială dinților lipsă şi a țesuturilor limitrofe **(ISO,** 1983).

Protetica dentară are patru ramuri distincte: **protetica fixă, protetica implantologică maxilo-facială** şi **mobilă.**

Protetica fixă (fixed prosthodontics) este o ramură a proteticii dentare care se ocupă cu restaurarea şi/sau înlocuirea dinților cu materiale sau substituenți artificiali care nu îndepărtate din cavitatea bucală **(GPT - 1999).**

Protezele ADM sunt corpuri fizice confecționate din materiale aloplastice (r ceramică, polimeri), care se inseră pe un câmp protetic pentru a restaura morfologic şi fum țesuturi sau segmente modificate patologic sau pierdute.

In cadrul protezelor **ADM, protezele fixe** dețin o pondere importantă deoarece volum apropiat de al țesuturilor pe care le înlocuiesc, au un caracter fix pe perioada funcționării lor în cavitatea bucală, transmit forțele masticatorii dento-parodontal sau implanto-osos, fi aceea mult mai apreciate de către pacienți decât cele mobilizabile. **Protezele fixe** sunt acceptate relativ uşor şi oferă satisfacții deosebite, atât pacientului, cât şi medicului. Ele pot transforma dentație inestetică şi nefuncțională într-una plăcută, confortabilă, care restabileşte morfologia şi funcțiile alterate.

Îndepărtarea protezelor fixe de pe câmpul protetic (unde ele sunt agregate la respectiv stâlpi naturali sau artificiali, prin cimentare sau lipire) se face prin secționarea către medic, cu excepția celor mobilizabile şi demontabile.

2.1. TERMINOLOGIE

În literatura de specialitate, aşa după cum am subliniat deja, nu există o unitate de vederi în ceea ce priveşte terminologia folosită m protetica fixă. **European Prosthodontic Asoociation (EPA),** dar mai ales The **American Academy of Fixed Prosthodontics,** au nominalizat m ultimele decenii comitete, care au elaborat o nomenclatură ce tinde să fie adoptată de multe țări.

Pentru a ilustra complexitatea acestei probleme, amintim că doar la editarea celei de a 7-a ediții a **GPT** au participat 19 asociații şi/sau foruri de specialitate.

Pe parcursul acestei lucrări, ne-am străduit să utilizăm cât mai mulți termeni recunoscuți pe plan internațional. Vor fi abordate **restaurările protetice intracoronare,** de tipul incrustațiilor (inlay-uri), fig. 2.1. a, care refac integritatea morfologică şi funcțională a unei coroane dentare, adaptându-se la contururile țesuturilor dure dentare restante, cele

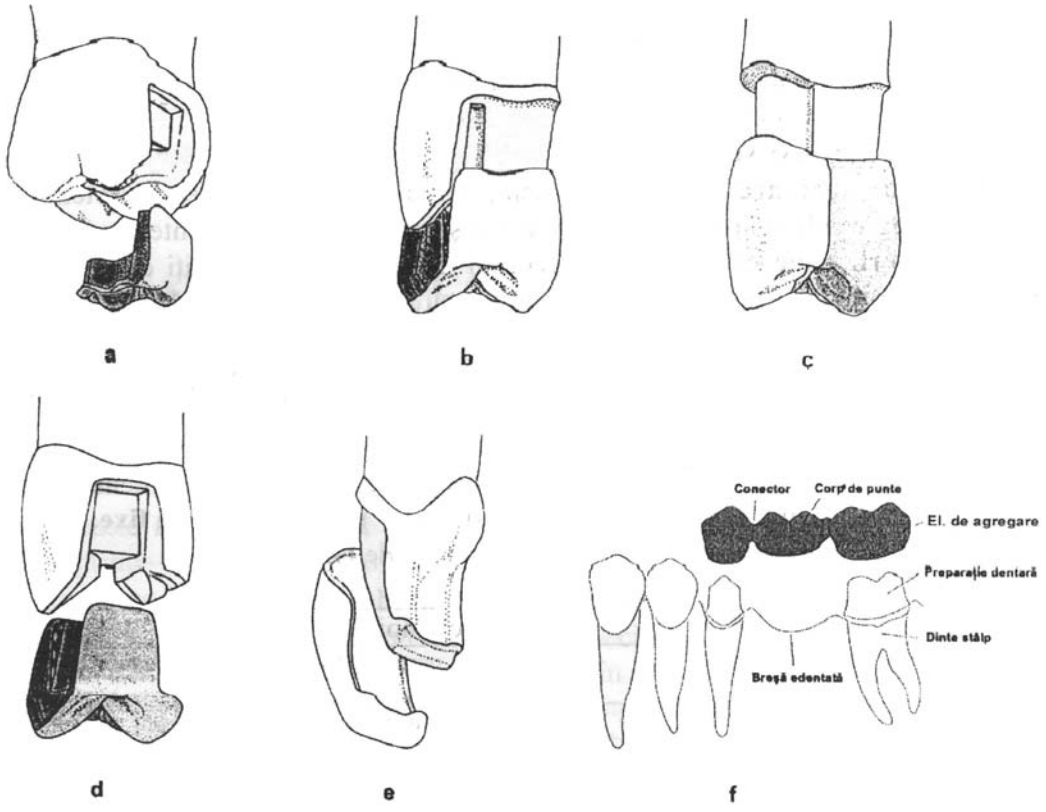


Fig. 2.1, Tipuri de restaurări protetice fixe; a - incrustație (inlay), b - coroană parțială, c - coroană de înveliş mixtă, d - incrustație extratisulară (onlay), e - fațetă vestibulară, f- proteză parțială fixă.

extracoronare (coroane parțiale, fig. 2.1. b - partial veneer crown şi coroane totale de înveliş - fig. 2.1. c), cât şi cele **intra-extracoronare** - onlay-uri, (fig. 2.1. d). **GPT-7** definește **onlay-ul** drept restaurarea protetică care reface m întregime suprafața ocluzală a unui dinte, fiind agregată la preparație mecanic sau adeziv

Un tip mai recent de restaurare protetică, care a câştigat teren (mai ales în ultimul deceniu), este **faţeta vestibulară** (facial veneer). Faţetele vestibulare (fig. 2.1. e) pot fi confecţionate fie din materiale compozite, fie din ceramică dentară (all ceramic laminate veneer). Faţetele înlocuiesc în totalitate suprafaţa vestibulară a coroanelor clinice (de obicei a dinţilor frontali sau premolarilor).

De remarcat că termenul de **restaurare protetică** a fost menţionat încă în **GPT-4,** semnificând înlocuirea artificială a unui segment sau parte din organism.

Recent Rouse J. S. (1997) recomandă utilizarea termenului de **faţetă totală (total laminate veneer)** când aceasta cuprinde feţele proximale şi o parte din faţa orală. Termenul nu figurează încă m **GPT-7.**

Mulţi ani, în ţara noastră s-a utilizat terminologia şcolii franceze, în care **protezele fixe** erau denumite **conjuncte,** iar cele **mobilizabile - adjuncte.**

Beliard (7) distingea în cadrul **protezelor conjuncte** unele **primare** şi altele plurale sau **secundare. Protezele conjuncte primare unitare** (incrustaţii, coroane, etc.) se aplică pe dinţi naturali având drept scop restaurarea morfologiei şi funcţiilor unei singure coroane dentare. Ele pot fi însă folosite şi ca elemente de agregare în cadrul unei proteze conjunte plurale. Pentru **proteza conjunctă plurală,** atât în ţara noastră, cât şi în multe alte ţări, se utiliza termenul de **punte dentară** (Bnicke, bridge).

În **GPT-7,** punţile dentare sunt denumite **proteze parţiale fixe** (fig. 2.1), care se fixează la dinţii stâlpi naturali sau artificiali (ai implantelor), prin cimentare/lipire sau prin alte mijloace de retenţie (înşurubare).

Protezele parţiale fixe se compun din:

- elemente de agregare (fixed partial denture retainer) — componenta protezei parţiale fixe care se agregă la stâlp şi de care se fixează şi/sau se continuă cu intermediarii.

- intermediarii protezei parţiale fixe (corpul de punte) - constituiţi din unul sau mai mulţi dinţi artificiali, care înlocuiesc dinţii naturali lipsă şi refac continuitatea arcadei întrerupte.

- conector (rigid şi elastic) - porţiunea protezei care uneşte elementele de agregare cu intermediarii.

Pe parcursul acestei lucrări, m locul termenilor de **microproteză** şi **proteză conjunctă primară,** se va folosi cel de **restaurare** sau **proteză unitară,** iar în locul termenilor de **punte dentară** şi/sau **proteze conjuncte plurale,** se va folosi cel de **proteze parţiale fixe.**

Menţionăm m continuare câţiva termeni noi, propuşi de **GPT-7:**

Termeni vechi	Termeni noi
Punte cu extensie (cantilever bridge)	Proteză parţială fixă cu extensie (cantilever fixed partial denture)
Punte mobilizabilă (fixed movable bridge)	Proteză parţială fixă cu unul sau mai mulţi conectori nerigizi
Restaurări provizorii (provisional restauration)	Proteze interimare (interim prosthesis)
Punţi adezive (bonded bridge)	Proteze lipite cu răşini (resin-bonded prosthesis)

Restaurările unitare se utilizează în terapia afecţiunilor coronare de diferite tipuri pentru reconstituirea, acoperirea sau substituirea coroanelor dentare în raport cu natura afecţiunii, localizarea şi gradul de afectare. Ele pot fi folosite şi ca **elemente de agregare** m cadrul protezelor parţiale fixe sau ca elemente de ancorare şi sprijin pentru protezele mobilizabile.

Proteze fixe

Restaurări (proteze) unitare

- proteze de dimensiune mică;
- refac forma şi funcţia unui singur dinte sau asigură protecţia lui;
- sunt realizate din metale, mase ceramice sau polimeri;
- solidarizarea lor la ţesuturile dure ale dintelui sau la stâlpii implantelor se face:

- mecanic, prin:
  - fricţiune;
  - şanţuri;
  - pivoturi.
- fixare, prin:
  - cimentare (sigilare);
  - lipire
  - înşurubare.

Proteze parţiale fixe

- proteze cu gabarit mai mare;
- restabilesc integritatea morfologică şi funcţională a unei hemiarcade sau arcade, în cazul unor breşe edentate unice sau multiple;
- sunt constituite din elemente de agregare (restaurări unitare) şi intermediari;
- transmit forţe osului, prin intermediul parodonţiului dinţilor stâlpi, a implantelor sau a dinţilor şi implantelor;
- volumul lor este **mai mic** sau egal cu dinţii naturali;
- se fixează la stâlpi (naturali sau implantari) prin cimentare, lipire sau înşurubare,

2.2. ETAPELE CLINICO - TEHNICE DE REALIZARE A PROTEZELOR FIXE

Protezele fixe se realizează printr-o succesiune de faze (etape) clinico-tehnice care se desfăşoară printr-o colaborare profesională între **medicul stomatolog** şi **tehnicianul dentar.** Etapele clinice se desfăşoară în **cabinetul de stomatologie,** iar cele tehnice în **laboratorul de tehnică dentară.** Succesiunea şi derularea lor este specifică pentru fiecare tip de proteză fixă, în funcţie de particularităţile acestora şi de materialele din care se execută.

Reuşita terapiei de restaurare prin proteze fixe aparţine în egală măsură atât medicului, cât şi tehnicianului dentar, dar **responsabilitatea o poartă în exclusivitate medicul care conduce echipa şi decide asupra planului şi soluţiei terapeutice.**

Având în vedere faptul că protezele fixe, în general şi cele unitare (unidentare) în special, necesită o **mare precizie de execuţie,** înglobând o varietate de tehnologii pretenţioase, ele reclamă din partea echipei o acurateţe a procedeelor de lucru, ordine şi punctualitate în desfăşurarea etapelor clinico-tehnice. **Alegerea unor soluţii terapeutice** trebuie să fie în concordanţă atât cu **nivelul profesional** şi **experienţa echipei,** cât şi cu **dotarea tehnico-materială a cabinetului şi laboratorului de tehnică dentară.**

În cadrul echipei medic/tehnician trebuie să domnească o atmosferă de încredere reciprocă, în condiţiile unei ierarhizări a deciziilor dinspre cabinet către laborator. Aceasta nu

înseanmă că doar tehnicianul dentar poate greşi. Atunci când erorile se petrec în etapele clinice fiind semnalate corect şi la timp de către tehnician (pe modelul de lucru), ele trebuie luate în considerare şi remediate promt. Scopul final al echipei este elaborarea unei restaurări protetice exacte, care să se integreze morfologic şi funcțional în cadrul ADM fără a provoca iatrogenii.

2.3. FUNCTIILE PROTEZELOR FIXE

Cele mai importante funcții pe care trebuie să le îndeplinească o proteză fixă sunt, după Körber(28), următoarele:

• Transmiterea fiziologică a forțelor masticatorii din punct de vedere al intensității şi sensului acestora la nivel desmodontal;

• Adaptarea reliefului lor ocluzal conform suprafețelor ocluzale ale antagoniştilor;

• Să nu realizeze prematurități statice şi interferențe în dinamica mandibulară:

• Să participe la realizarea stopurilor ocluzale multiple simetrice şi simultane concomitent şi împreună cu restul dinților naturali (dacă este cazul);

• Să participe la procesul de analiză şi sinteză al stimulilor proveniți de la proprioceptorii desmodontali prin recunoaşterea corpilor străini şi a unor particule alimentare în vederea sincronizării mişcărilor mandibulare m cursul masticației şi a unor mecanisme de protecție în general;

• Să contribuie la secționarea, respectiv triturarea eficientă a elementelor m cursul masticației;

• Prin design-ul şi calitatea suprafețelor lor să protejeze parodonțiul marginal şi să faciliteze autocurățirea;

• Să contribuie la menținerea dimensiunii verticale de ocluzie;

• Să nu perturbe oprirea mişcării terminale a mandibulei pe parcursul efectuării contactelor dento-dentare din RC;

• Să satisfacă toate cerințele biostatice în special la nivelul zonelor de sprijin;

• Să contribuie la menținerea curburii arcadelor unde se inseră sau pe care le reconstituie în totalitate;

• Să refacă aspectul fizionomic.

2.4. CLASIFICAREA PROTEZELOR FIXE

Varietatea mare atât a restaurărilor unitare, cât şi a protezelor fixe parţiale, a impus sistematizarea acestora. Sunt cunoscute mai multe criterii de clasificare care s-au impus în timp.

A) Clasificarea protezelor fixe unitare după tipul de agregare

a) Proteze unitare cu agregare coronară:

- intracoronară (inlay);
- extracoronară:
  - parţială (faţete, coroane parţiale, elemente de agregare adezive);
  - totală (coroane de înveliş);
- intra-extracoronară (onlay).

b) **Proteze unitare cu agregare radiculară** (agregarea se face la nivelul canalului radicular şi a suprafeţei radiculare) - coroane de substituţie, DCR-uri realizate în laborator.

c) Proteze unidentare cu agregare mixtă corono-radiculară: când se poate păstra o parte a coroanei dentare, piesele protetice se pot agrega în canalul radicular (pinlay) sau partial la segmentul păstrat din coroana dentară (pinledge) Tipurile de agregare menţionate mai sus pot fi considerate tradiţionale; ele necesită preparaţii dentare specifice pentru fiecare tip de agregare şi presupun sacrificii însemnate de ţesuturi dure dentare. In ultimele patru decenii au fost descrise şi ulterior puse în practică:

d) **Proteze unitare cu agregare adezivă** care mai sunt cunoscute şi sub numele de **colaje.** Ele presupun sacrificii dentare minime (pregătiri peliculare), de obicei în grosimea smalţului, In cadrul protezelor fixe unitare, faţetele vestibulare ceramice, beneficiază de acest gen de agregare.

e) Proteze unitare cu agregare implantară - sunt de obicei coroane de înveliş mixte, integral ceramice sau din materiale compozite care se agregă la stâlpii implantari.

B) **Clasificările protezelor fixe unitare după volumul ţesuturilor dure restaurate** în funcţie de volumul distrucţiilor coronare prin diferite leziuni şi de specificul preparaţiilor distingem:

a) Restaurări unitare care reconstituie un volum relativ redus de ţesuturi dure în profunzime sau suprafaţă (incrustaţii de diferite tipuri);

b) Restaurări unitare indicate în pierderi mai mari de volum coronar sau în anomalii de formă, cum ar fi faţetele (laminates, veneers) ceramice sau din materiale compozite introduse în practică mai recent şi coroanele parţiale.

c) Restaurări unitare care reconstituie pierderi considerabile de ţesuturi dure coronare. Ele acoperă parţial sau în totalitate suprafeţe coronare preparate, putând fi utilizate frecvent şi ca elemente de agregare (coroane parţiale şi de înveliş);

d) **Proteze fixe care înlocuiesc coroanele dentare m totalitate** (substituie coroanele dinţilor). Ele se agregă prin pivotul radicular la rădăcinile dentare (coroane de substituţie).

C) Clasificarea protezelor fixe după tehnologiile de realizare

De-a lungul istoriei protezelor fixe, tehnologiile de elaborare ale acestora (sau a unor componente) au evoluat în paralel cu dezvoltarea materialelor şi a cuceririlor ştiinţifice din multiple domenii, stomatologia împrumutând şi adaptând o serie de idei şi procedee industriale. Dacă până la jumătatea secolului XX tehnologiile protezelor fixe recunoşteau patru procedee majore de elaborare **(ambutisarea** şi **turnarea** pentru aliaje, **coacerea** pentru ceramică şi **polimerizarea** pentru polimeri), în ultimele decenii asistăm la o explozie de tehnologii noi care au culminat cu tendinţele de înlocuire a amprentei convenţionale cu **amprenta optoelectronică** promovată de către Francois Duret (1972) şi **mecano-electronică.** Aceste modalităţi noi de amprentare au permis conceperea şi ulterior dezvoltarea unor tehnologii noi dintre care tehnicile **CAD/CAM** au revoluţionat specialitatea. în continuare redăm schematic o propunere de clasificare tehnologică a protezelor fixe, care, neîndoelnic, va suferi continuu completări şi modificări.

Protezele fixe se pot realiza prin:

Tehnologii tradiţionale - ambutisare
- turnare
- coacere (arderi succesive)
- polimerizare liniară => -la rece
  - la cald
  - la cald şi presiune
  - la rece şi la cald

Tehnologii moderne - polimerizare reticulară «—--- la cald şi presiune
- -galvanizare - curenţi de aer cald
- sintetizare - fotochimică •==>- în condiţii atmosferice
- electroeroziune - în condiţii atmosferice, apoi în vid
- sonoeroziune - în condiţii atmosferice, apoi căldură
- . lumină
- frezare computerizată (CAD/CAM) (vizibilă, incoerentă, stroboscopică)
- frezare prin copiere exclusiv mecanică - în condiţii atmosferice, apoi la cald şi vid
- injectare (presare)

D) Clasificarea protezelor fixe unidentare după indicaţiile terapeutice

- Proteze unidentare concepute pentru terapia afecţiunilor coroanelor dentare:
  distrucţii coronare în suprafaţă şi profunzime prin complicaţii ale proceselor carioase;
  - coroane cu obturaţii voluminoase, cu pereţi de smalţ subţiri sau subminaţi în iminenţă de fractură;
  procese de atriţie şi abrazie;
  - distrucţii coronare prin traumatisme:
  - leziuni coronare prin distrofii primare sau secundare;
- **Proteze unidentare de corecţie a unor anomalii de formă, volum şi/sau poziţie sau discromii;**
- **Proteze unidentare utilizate în cursul tratamentelor preprotetice;**
- **Proteze unidentare elaborate pentru imobilizarea dinţilor;**
- **Proteze unidentare folosite ca elemente de agregare.**

E) Clasificarea protezelor fixe după materialul (materialele) din care sunt confecționate:

- **metalice**
- **polimerice**
- **materiale compozite**
- **metalo-ceramice**
- **metalo-polimerice** (acrilice)
- **metalo-compozite**
- **integral ceramice (fără infrastructură metalică)**

F) Clasificarea protezelor parțiale fixe (Korber)

1. După relația cu pilierii:

- **intercalate** (susținute de dinți la ambele capete);
- **cu extensie** (susținută la un capăt în consolă;
- **continue** (peste mai multe breşe - punte totală)

2. După zona topografică:

- **la maxilar sau la mandibulă**
- **în zona laterală**
- **în zona frontală**

3. După modul de fixare:

- **fixate la dinți naturali restanți**
- **fixate la stâlpii implantari**
- **mobilizabile:**
  - telescopate
  - prin diferite sisteme de coroane de substituție
  - prin culisare matrice-patrice

- demontabile (de obicei fixate cu şuruburi)

4. După fizionomie:

- **nefizionomice**
- **imită în totalitate cromatica dentară**
- **imită doar parțial cromatica dentară**

5. După raportul intermediarilor cu creasta alveolară:

- **cu atingerea crestei:**
  - **şea**
  - **semişea**
  - **tangentă**
  - **punctiform**
- **la distanță de creastă (suspendate)**

6. După modalitatea construcției scheletului metalic:

- **masive**
- **scheletizate (armate)**

7. După relația cu dinții stâlpi şi zonele topografice:

- **intercalată unilaterală**
- **intercalate bilaterale intercalată frontală**
- **intercalată latero-frontală**
- **continuă latero-frontală-laterală**
- **intercalate latero-fronto-laterale**

- **mobilizabile latero-fronto-laterale** (combinate cu o şea extinsă distal).

Clasificarea protezelor fixe cu agregare adezivă şi a celor pe implante se poate urmări în cadrul capitolelor 23, respectiv 22.

2.5. METODE DE TRATAMENT PROTETIC ALE AFECTIUNILOR COROANELOR DENTARE

Afecţiunile coroanelor dentare se pot localiza la unul sau mai mulţi dinţi. Ele pot fi asociate cu edentaţii şi/sau denivelări ale planului ocluzal, când se pune problema **restaurărilor protetice de amploare ale ADM.**

Protezele unidentare se agregă la un singur dinte, dar ele pot fi utilizate şi ca **elemente de agregare** în cadrul **protezelor parţiale fixe** sau a unor **sisteme de imobilizare** (solidarizate mai multe între ele).

Agregarea la ţesuturile dure ale coroanelor dentare se poate face **intratisular, extratisular** sau **intra - extratisular.** Atunci când coroana naturală a dintelui prezintă distrucţii întinse în suprafaţă şi profunzime sau nu mai există, **agregarea** se poate face în **canalul radicular (agregare radiculară).**

In funcţie de tipul de leziune, gradul de afectare al ţesuturilor dure dentare, modalitatea de agregare şi scopul urmărit, metodele de tratament prin proteze unidentare pot fi:

• **metode de reconstituire** a morfologiei şi funcţiei coroanei dentare naturale; această metodă apelează de obicei la incrustaţii (fig 2.2. a şi b), care reprezintă o alternativă la obturaţii şi reconstituiri cu materiale plastice. **Incrustaţiile** pot fi **metalice, ceramice** sau **compozite,** ele fiind elaborate prin tehnologii protetice tradiţionale sau prin procedee modeme **CAD/CAM** sau **CAD/CIM** (cap. 21),

• **metode de tratament prin acoperirea parţială sau totală** a coroanelor dinţilor naturali, această metodă se realizează cu ajutorul coroanelor parţiale şi a coroanelor de înveliş. In funcţie de tehnologiile la care se apelează, dar şi de materialele din care sunt confecţionate, coroanele de înveliş se pot realiza din materiale diverse: coroane de înveliş **metalice** (turnate dintr-o bucată sau din două bucăţi), **mixte** (metalo-ceramice şi metalo-polimerice), **întegral ceramice sau compozite** (realizate prin procedee tradiţionale sau prin procedee modeme - prelucrate prin frezare compiuterizată sau sonoeroziune) (fig. 2.2 c, d, e)

• **Metoda substituirii coronare,** care constă în înlocuirea totală a coroanei dentare naturale cu o piesă protetică agregată la rădăcină (fig. 2.3.f); tehnicile de substituţie coronară sunt variate. Mulţi ani substituirea a fost dominată de **coroana de substituţie,** aşa cum a preconizat-o Richmond, apoi s-a impus procedeul de reconstituire a rădăcinilor prin **dispozitive corono-radiculare** (DCR - turnate sau prefabricate) **care se acoperă ulterior prin coroane de înveliş.** Când din coroana naturală se mai păstrează o suprafaţă axială integră (de obicei, vestibulară) la

dinţii devitalizaţi agregarea poate deveni mixtă: **corono-radiculară** (parţial la segmentul coronar restant şi la canalul radicular printr-un pivot). Acest gen de agregare a pierdut însă teren în ultimul timp.

Alegerea uneia sau alteia dintre metodele şi procedeele de terapie prin protezare fixă se bazează pe cunoaşterea avantajelor şi dezavantajelor fiecăreia în parte raportate particularităţile cazului clinic.

în **restaurările protetice fixe** ne interesează constant şi raporturile ocluzale indiferent că este vorba de zona frontală sau de cea de sprijin. Nici o restaurare protetică, indiferent de amploarea ei nu poate fi considerată solitară. Ea trebuie executată integral în concept sistemic. 0 proteză unidentară incorect executată poate perturba **PIM** sau devia mandibula, cu instalarea unor spasme musculare, dureri sau chiar alterări ale **ATM. Vremea terapiei izolate a leziunilor coroanelor dentare a trecut;** ea aparţine trecutului, dentisticii şi dentiştilor. Astăzi, tratăm un aparat complex - ADM - în viziune sistemică.

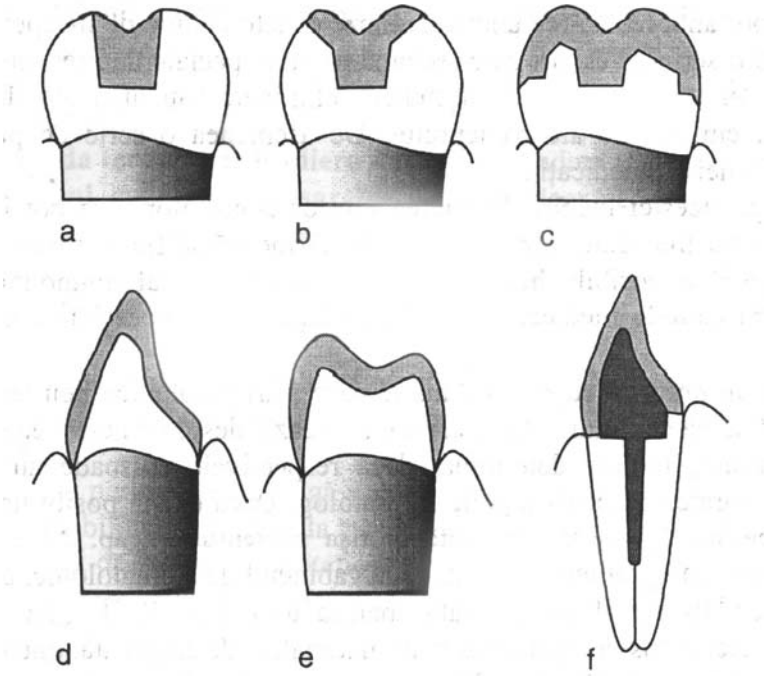


Fig. 2.2. Diferite tipuri de agregare a protezelor unidentare: - intracoronară (inlay); b - intra-extracoronară fără depăşirea suprafeţei ocluzale; c - intra-extracoronară cu depăşirea suprafeţelor ocluzale (overlay); d şi e - extracoronară, coroane de înveliş, metoda acoperirii; f- agregare radiculară prin metoda substituirii.

2.6. DIAGNOSTICUL

In vederea realizării unei terapii de restaurare protetică fixă, pe prim plan se situează elaborarea unui diagnostic cât mai exact, care vizează atât statusul ţesuturilor dento—parodontale, cât şi toate formaţiunile conexe ale **ADM.** Pe baza informaţilor culese m cadrul etapelor de

diagnostic, este posibilă ulterior elaborarea unui plan de tratament în conformitate cu statusul ' clinic şi doleanţele pacientului.

Pentru obţinerea unui succes în terapia cu restaurări protetice fixe (domeniu încărcat cu o tehnicitate şi precizie deosebite), trebuie acordată o atenţie deosebită fiecărei etape clinico-tehnice, începând cu anamneza şi stabilirea diagnosticului.

2.6.1. DATE ANAMNESTICE

Este foarte importantă realizarea unei anamneze exacte înainte de începerea propriu-zisă a tratamentului. Există o serie de cazuri care reclamă măsuri speciale de precauţie. Astfel, unele procedee care se impun unui anumit caz trebuiesc eliminate sau amânate din considerente psihice, biologice sau emoţionale ale pacientului. De asemenea o serie de pacienţi necesită adeseori administrarea unei premedicaţii.

Nu face obiectul acestei lucrări descrierea tuturor condiţiilor care pot influenţa planul terapeutic, însă unele sunt frecvente m practică, astfel că merită să fie, cel puţin menţionate. 0 anamneză care descoperă o posibilă **hepatită B** sau un sindrom al imunodeficienţei umane dobândit poate avertiza cadrele medicale şi medii în legătură cu necesitatea unor **măsuri de protecţie.**

Ne confruntăm în practica curentă cu numeroase stări patologice neinfecţioase care pot marca starea generală a pacientului. Dacă acesta relatează despre unele **reacţii la anumite produse medicamentoase,** trebuie determinat dacă respectivele episoade au fost de **cauză alergică** sau au fost datorate anxietăţii faţa de stomatolog. Dacă există posibilitatea unei reacţii de natură alergică, aceasta trebuie consemnată în fişa pacientului (cap. 2.6.8.). Anestezicele locale şi antibioticele sunt medicamentele utilizate cabinetul de stomatologie, care dau cel mai frecvent reacţii alergice. Pacientul poate relata apariţia unor **reacţii alergice chiar la unele materiale dentare.** In acest sens de menţionat sunt materialele de amprentă, unele aliaje dentare, dezinfectante, polimeri etc.

De asemenea în cadrul anamnezei pacientul trebuie chestionat despre eventualele **medicaţii curente** pe care le ia. Acestea se consemnează în fişe înainte de începerea tratamentului pentru a evita o serie de accidente ulterioare.

Pacienţii care prezintă m antecedente **afecţiuni cardiovasculare** necesită un tratament special. Se indică amânarea tratamentului la pacienţii cu **hipertensiune arterială,** până când aceasta nu este controlată sau adusă la valori normale. în general pacienţii cu o tensiune sistolică de peste 160 mmHg şi o tensiune diastolică de peste 95 mmHg trebuie să fie trataţi după un prealabil consult cu medicul internist. Pacienţii hipertensivi sau cu afecţiuni ale arterelor coronare nu trebuie să primească epinefrină (deoarece aceasta creşte frecvenţa cardiacă - efect tahicardic, şi creşte tensiunea arterială — efect hipertensiv).

Majorităţii pacienţilor cu **proteze valvulare** li se administrează o terapie cu anticoagulante (ex. Coumadin). în această situaţie medicii curanţi ai acestor pacienţi trebuie consultaţi pentru întreruperea terapiei anticoagulante în vederea prevenirii apariţiei hemoragiilor (2,3).

Epilepsia este o altă afecţiune de care medicul stomatolog trebuie să fie avertizat pentru

a se putea lua măsurile corespunzătoare: evitarea şedinţelor lungi şi solicitante, controlul anxietăţii etc.

Pacienţii diabetici sunt predispuşi la boli parodontale cu evoluţie acută sau la formarea de abcese. Un diabetic aflat sub control poate să urmeze un tratament stomatologic. în cazul când boala nu este sub control poate apare, datorită şedinţelor de tratament lungi şi solicitante, chiar posibilitatea comei diabetice (2,3).

Hipoglicemia poate de asemenea creea probleme. La un diabetic aflat sub control (sub medicaţie) care a omis o masă sau nu a mâncat de câteva ore poate apare brusc paloarea şi instalarea unei stări asemănătoare cu cea întâlnită în intoxicaţii. Pentru a preveni aceasta, şedinţele de tratament nu trebuie să interfere cu programul alimentar al pacientului. Acestor bolnavi trebuie să li se administreze rapid un aliment cu un conţinut bogat în glucide (în lipsă de altceva o linguriţă de zahăr dizolvată în puţină apă).

Există o serie de afecţiuni generale în care terapia protetică fixă se contraindică: psihozele acute, maladii cardio-vasculare (infarct miocardic recent, bradicardie sau tahicardii severe, fibrilaţie atrială, angină pectorală gravă cu crize anginoase frecvente şi greu controlabile etc), **afecţiuni infecto-contagioase curente,** bolnavii cu **astm bronşic care nu au asupra lor o medicamentaţie beta stimulantă** (gen aerosoli de tipul Berotec sau Asmoprent), **bolnavii cu neoplazii în perioada terapiei de iradiere** sau în cursul administrării citostaticelor.

Alte afecţiuni generale sau **sarcina** necesită doar **temporizarea terapiei protetice.** Dintre acestea amintim: insuficenţă renală cronică cu valori crescute ale hipertensiunii arteriale sau bolnavi hemodializaţi cronic supuşi unei terapii anticoagulante (aceasta se întrerupe cu cel puţin 24 de ore înaintea de şedinţa de tratament, care nu se va efectua niciodată după hemodializă).

0 menţiune specială pentru bolnavii confirmaţi cu **HIV care nu trebuie refuzaţi:** ei pot fi programaţi m afara celorlalţi pacienţi când toate cadrele din cabinet îşi vor lua măsurile de precauţie cuvenite.

Prezenţa pe o perioadă mai lungă a **xerostomiei** (datorită radioterapiei, sindrom Sjogren etc.), duce la susceptibilitatea crescută la carie. Xerostomia este un simptom de care trebuie ţinut cont m cursul terapiei de restaurare protetică. De asemenea să nu uităm că **există la ora actuală aproximativ *375* de medicamente capabile să producă xerostomie** (anticolinergice, anirectice, antihipertensive, antihistamine etc.).

Pacientului îi trebuie **explicat detaliat planul de tratament** în conformitate cu statusul clinic, pentru a preveni o supraevaluare din punct de vedere funcţional şi estetic a rezultatelor de către acesta.

În primul rând, i se va preciza **scopul şi necesitatea instituirii tratamentului,** insistându-se că celelalte metode de restaurare (directe, cu materiale de obturaţie) nu mai prezintă m cazul lui garanţii de rezistenţă în timp. De mare ajutor pentru medic sunt metodele modeme ca şi **camera intraorală** prin care pacientului i se oferă posibilitatea să urmărească pe un ecran status-ul său clinic(dento-parodontal). **Camerele intraorale au revoluţionat dialogul medic-pacient influenţând decisiv înţelegerea diagnosticului şi a planului de tratament de către pacient.**

Camera intraorală permite şi pacientului să-şi privească status-ul dento-parodontal, mai mult, el poate vedea **o imagine mărită de 30-50 ori.** Leziuni şi detalii de fineţe (fisuri, carii secundare, fracturi etc.), greu de explicat devin o realitate pe care pacientul o percepe foarte clar. Majoritatea instalaţiilor pot păstra o serie de imagini iniţiale care se pot compara ulterior cu rezultatele finale ale reconstituirilor, ceea ce elimină discuţii ulterioare în contradictoriu cu pacienţii dificili. Medicul poate apela la o serie de modele cu diferite proteze fixe. explicând şi demonstrând pacientului cum va arăta viitoarea reconstituire protetică.

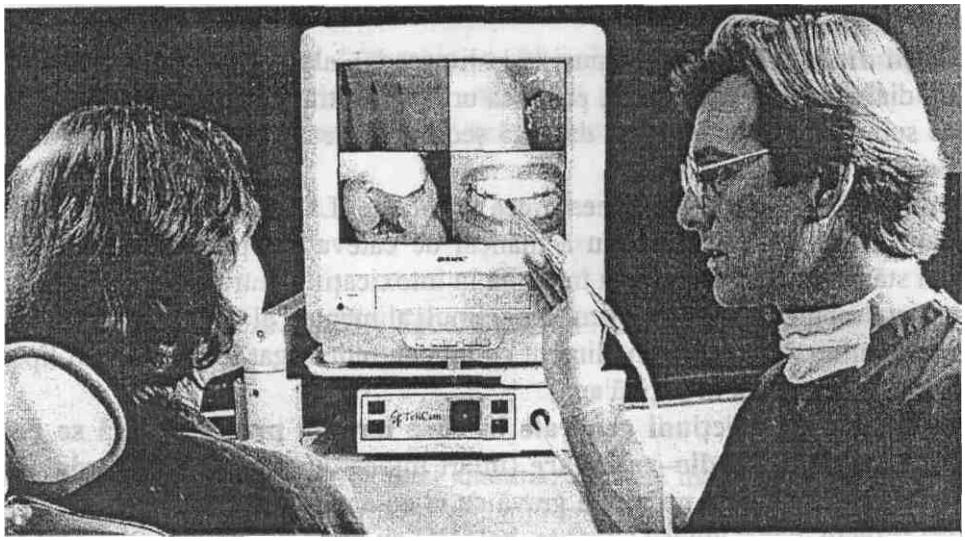


Fig. 2.3. Aspect din cursul dialogului medic - pacient cu ajutorul unei camere intraorale (Telicam)

Una din problemele abordate frecvent în această etapă este viitorul aspect al **restaurării protetice,** în sensul că ea va fi confecţionată dintr-un material care imită cromatica dinţilor sau va fi realizată din metale şi/sau aliaje placate cu materiale fizionomice.

Dacă piesa protetică trebuie să fie exclusiv metalică este important de explicat dacă poate fi placată cu un material fizionomic sau dacă din anumite considerente (gnatologice sau de altă natură) acest lucru este recomandabil.

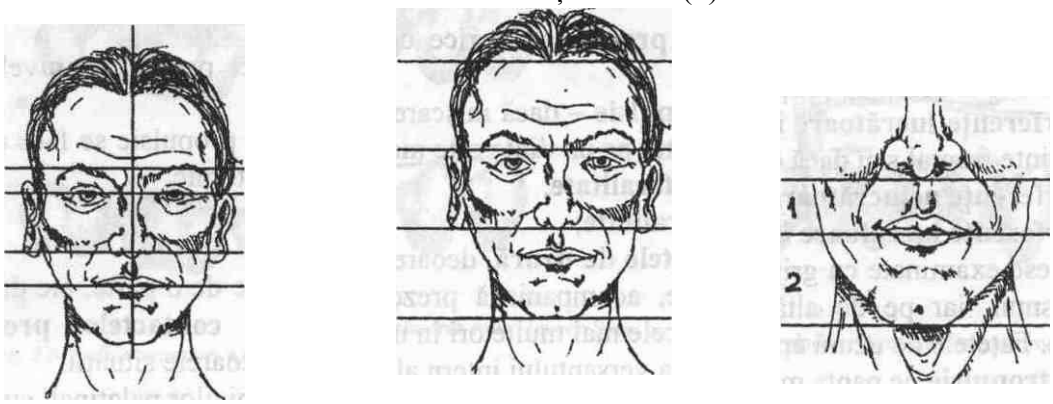
Alegerea materialului din care se confecţionează restaurarea protetică este o altă problemă importantă şi mai ales **costul acesteia,** precum şi **costul final al restaurării** (cât din acesta va fi suportat de pacient şi cât de casele de asigurări, care este costul laboratorului de tehnică dentară). Dacă se apelează la procedee şi tehnologii modeme sau sofisticate, este bine ca o serie de detalii şi costuri ale aparaturii să fie descrise succint pentru ca pacienţii să înţeleagă de unde provin diferenţele de preţ ca şi avantajele acestor grupuri de restaurări protetice. In final pacientului i se vor aduce la cunoştinţă etapele pe care le va parcurge terapia protetică şi durata acesteia, date asupra cărora el trebuie să-şi dea consimţământul.

2.6.2. EXAMENUL EXOBUCAL ŞI AL ARTICULAŢIEI TEMPORO - MANDIBULARE

Examenul exobucal va interesa, în general, extremitatea cefalică şi în special faţa şi figura. Examinarea va începe m normă frontală (în care se va urmări cu precădere simetria etajelor) şi, ulterior, m normă laterală, când vom remarca profilul (convex, plan sau concav).

Ne interesează culoarea tegumentelor, ca şi eventualele deformaţii sau traiecte dureroase, evidenţiabile prin palpare. Hipertrofiile musculare uni sau bilaterale (de exemplu a maseterului, care eversează gonionul), trădează existenţa unei parafuncţii (de obicei bruxism). Buzele pot îmbrăca o serie de aspecte (egale, pronunţate subţiri, ondulate, desfăcute, strânse etc.).

Examinarea buzelor este importantă, deoarece, în dinamică, ele dezvelesc mai mult sau mai puțin arcadele dentare. Se poate aprecia hipo sau hipertonia orbicularului buzei. După palparea grupelor ganglionare, se trece la examinarea **ATM.** Se va urmări prin inspecție examinarea comparativă a regiunilor pretragiene, apoi prin palpare (introducerea indexelor în conductele auditive exteme), policele stâng şi drept fiind situate pretragian, bolnavul va executa câteva mişcări lente de deschidere - închidere a cavității bucale (5).



a **b** **c**

Fig. 2.4. Diferite linii importante în aprecierea esteticii şi simetriei fetei şi figurii: a. - linii de orientare, b. - liniile care delimitează cele trei etaje ale figurii; c. - linia intercomisurală împarte etajul inferior în două compartimente, cu o proportie de 2:1.

Se va urmări amplitudinea deschiderii gurii (normal - 4 cm; limitată - 2-3 cm; redusă -1-2 cm), după care vom decela **excursia mentonului,** care poate fi normală (în arc), în baionetă sau sacadată.

Auscultatoric, se pot percepe diferite zgomote, ce pot avea uneori semnificație patologică: **cracmentele** (asemănătoare pocnetelor) şi **crepitațiile** (sunete asemănătoare „scrâşnetului zăpezii"). Cracmentele pot fi reciproce şi nereciproce, incipiente, medii şi terminale (5).

Examenul ATM trebuie corelat obligatoriu cu o serie de date culese la examenul endobucal: uzura coronară, gradul de supraacoperire frontală, breşe edentate, contacte premature şi interferențe. Un examen radiologic poate completa investigația clinică a ATM (5).

2.6.3. EVALUAREA OCLUZO - ARTICULARĂ SI A MUSCHILOR MOBILIZATORI AI MANDIBULEI

Vom verifica prezența sau absența contactelor simultane pe ambele părți ale arcadelor. Existența şi amplitudinea ghidajelor este de asemenea importantă. Restaurările dinților anteriori trebuie să respecte ghidajul existent.

Examenul ocluziei urmăreşte atât aspectul morfologic, cât şi pe cel funcțional. **Examenul funcțional** este un timp esențial în analiza funcției ocluzale, permițând determinarea contactelor premature şi a interferențelor ocluzale. Pentru marcarea contactelor ocluzale sunt utilizate materiale specifice (hârtie de articulație, folie, spray, panglică de mătase) pentru a putea localiza

cu precizie panta, fosa, creasta, vârful cuspidului care intră în contact cu antagonistul.

în **PIM,** contactele ocluzale trebuie să fie punctiforme, simultane de intensitate egală. Un contact prematur m **PIM** poate fi descoperit prin: obiectivarea ocluziei în **PIM,** observarea alunecării mandibulei după stabilirea primului contact ocluzal pe un traseu mai lung de 1,5 mm; descoperirea şi aprecierea mobilității dentare, aprecierea zgomotolui ocluzal.

Interferențele ocluzale pot apare în cursul mişcărilor mandibulare şi pot fi după Schilimburg(ll):

- interferențe nelucrătoare în propulsie - orice contact prezent la nivelul dinților posteriori m cursul mişcării de propulsie;

- interferențe lucrătoare în propulsie - dacă mişcarea de propulsie se face prin ghidaj pe un singur dinte frontal sau dacă contactul pe un dinte este mai puternic;

- interferențe nelucrătoare în lateralitate;

- interferențe lucrătoare în lateralitate;

Trebuiesc examinate cu grijă **fațetele de uzură,** deoarece pe de o parte, ele dau indicații privind bruxismul, iar pe de altă parte, acompaniază prezența **contactelor premature şi interferențele.** Fațetele de uzură apar de cele mai multe ori m următoarele situații:

- în retropulsie pe panta mezială a versantului intern al cuspizilor palatinali superiori;

- în lateropulsie pe panta mezială a versantului intern al cuspizilor vestibulari superiori;

- în mediotruzie pe panta distală a versantului intem al cuspizilor palatinali superiori;

- în propulsie laterotruzivă pe versantul intern al cuspizilor vestibulari ai dinților laterali superiori şi pe marginea incizală a incisivilor superiori;

- în propulsie mediotruzivă pe panta distală a cuspizilor palatinali superiori. Dacă fațetele de uzură acompaniază un bruxism centric, ele se situează pe cuspizii de sprijin sau pe crestele marginale. Suprapunerea fațetelor superioare şi inferioare este utilă pentru a cunoaşte m ce moment şi m care poziție apare uzura. .

De cele mai multe ori, pacienții care solicită o protezare fixă, prezintă o serie de modificări în sfera stopurilor ocluzale, a modalității de realizare a ariilor de contact, migrări dentare, egresii, extruzii, basculări dentare. Acestea, ca şi leziunile coronare asociate, pot provoca instalarea unei disfuncții ocluzale sau pot întreține o disfuncție preexistentă. Pierderea ariei de contact determină migrarea dinților spre leziune (fîg.2.5.). Migrările dentare pot fi verticale şi orizontale. pot apare şi basculări (fig. 2.5.), uneori greu de redresat doar prin preparații cu instrumente rotative.

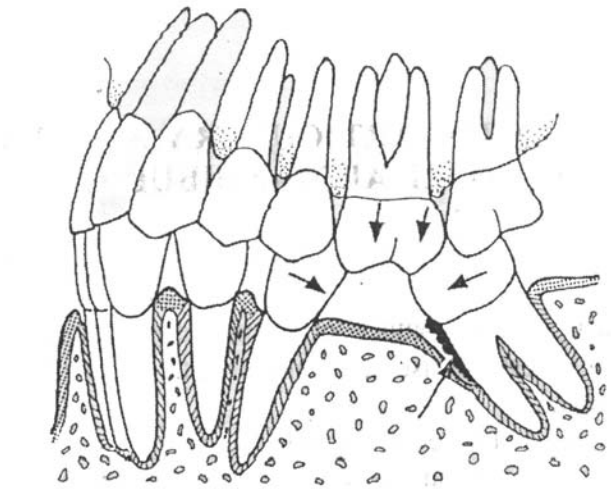
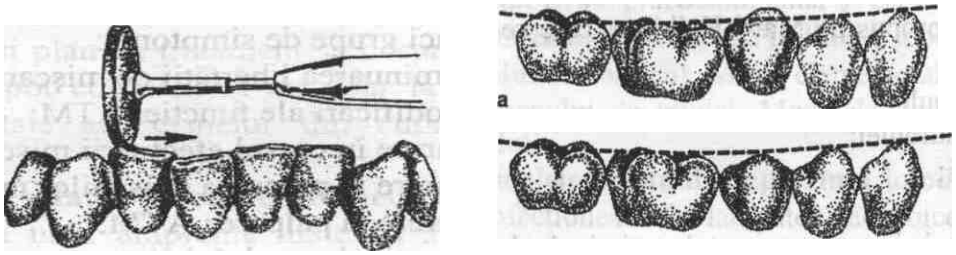


Fig. 2.5. Denivelarea planului de ocluzie datorită pierderii ariilor de contact şi a migrărilor dentare, consecința unor leziuni coronare şi a pierderii unor unități dentare, pungi gingivale cu acumulări de tartru şi placă.

Reechilibrările ocluzale constau în şlefuiri selective (fig.2.6.), eliminarea contactelor premature, a interferenţelor, care se fac conform regulilor cunoscute m ocluzologie. Adeseori, pentru crearea unui spaţiu protetic suficient, se impune efectuarea unor **coronoplastii,** care uneori necesită devitalizarea dinţilor, cu tratamente endodontice consecutive. Alteori apare necesitatea gingivo-alveolo-plastiei.



c b

Fig. 2.6. Şlefuiri selective: a şi b - refacerea curbei lui von Spee, c - nivelarea planului de ocluzie în zona frontală.

Înaintea debutului oricărei terapii restaurative fixe, ocluzia pacientului trebuie să fie evaluată pentru a se verifica dacă aceasta permite realizarea unor restaurări protetice de acest gen. Dacă ocluzia se încadrează m limite normale, atunci planul de tratament trebuie să aibă în vedere menţinerea **ei. Dacă** ocluzia este disfuncţionalizată., se investighează eventualele posibilităţi de corectare ale acesteia prin restaurări protetice fixe provizorii. La examenul ocluziei, se asociază obligatoriu examenul muşchilor mobilizatori ai mandibulei.

Suferă pacientul frecvent **dureri de cap, gât sau umăr** . Dacă da, trebuie determinată originea acestor dureri. Referitor la **caracterul durerii** se apreciază **sediul, iradierea, intensitatea, frecvenţa, calitatea, parcursul, cine o declanşează, de cine este modificată şi în ce circumstanţe a debutat.** Mulţi pacienţi suferă de disfuncţii temporo-mandibulare şi/sau musculare nediagnosticate.

Mulţi pacienţi acuză dureri musculare ca rezultat al unei activităţi mandibulare parafuncţionale pe bază de stress sau determinate de prezenţa unor interferenţe ocluzale. Bruxismul diurn sau alte parafuncţii pot avea drept rezultat oboseală şi spasme musculare. De aceea trebuie observată fizionomia şi activitatea pacienţilor din acest grup. Adeseori aceşti bolnavi pot avea un aspect caracteristic - tipului somatic muscular cu maseterii măriţi de volum, fapt datorat hipereactivităţii care duce la **hipertrofie musculară.** Aceşti bolnavi pot face parafuncţii chiar şi în timpul discuţiei cu clinicianul. Vom fi mai atenţi cu aceste cazuri, m alegerea soluţiilor terapeutice şi a materialelor din care se confecţionează restaurările protetice fixe.

Muşchilor mobilizatori ai mandibulei li se va evalua **structura, consistenţa şi volumul,** precum şi **puterea şi ritmul de contracţie.** O palpare a maseterului, temporalului, pterigoidianului medial, pterigoidianului lateral, trapezului şi stemocleidomastoidianului pot evidenţia un anumit grad de sensibilitate. Palparea permite evaluarea hipertrofiilor musculare, a spasticităţii, tonicităţii, sensibilităţii şi a spasmelor musculare. Trebuie palpate m mod egal inserţiile muşchilor mobilizatori ai mandibulei şi determinate punctele dureroase (dacă e cazul). Pentru palparea musculară Travel *şi* Simmous (1983) propun patru modalităţi de examinare:

palpare prin rulare, palpare plată, palpare prin ciupire, palpare declanşatoare.

Pacientul poate să prezinte mişcări de deschidere limitate datorită spasmelor maseterului şi/sau ale temporalului. Acest simptom se observă indicând pacientului să efectueze o deschidere maximă a gurii. Dacă deschiderea este limitată, se cere pacientului să indice zona dureroasă.

Dacă pacientul indică regiunea musculară de pe partea opusă **ATM,** el prezintă probabil şi o disfuncţie a sistemului neuromuscular.

Existenţa durerilor sau a disfuncţiilor fie m articulaţie fie la nivelul muşchilor asociaţi capului şi gâtului constituie o indicaţie pentru investigaţii consecutive înaintea începerii oricărei proceduri terapeutice protetice fixe.

Ori de câte ori suntem în faţa unui caz care prezintă o disfuncţie temporo-mandibulară, aceasta se poate aprecia şi conform **indicelui D,** propus de Marti Helkimo, care se bazează pe analiza a cinci grupe de simptome:

1. diminuarea libertăţii de mişcare a mandibulei;
2. modificări ale funcţiei ATM;
3. durere în cursul efectuării mişcărilor mandibulei;
4. durere la palparea muşchilor mobilizatori;
5. durere la palparea ATM.

În funcţie de gradul de interesare a celor cinci simtoame se pot da trei nivele de punctaj:
0 puncte - asimptomatică; 1 punct - simptome reduse; 5 puncte - simptome severe.

2.6.4. EXAMENUL ENDOBUCAL

Examenul endobucal începe cu observarea mucoaselor bucale (aspect normal sau nu, culoare, iritate, fisurate, umede, uscate etc.) şi continuă cu bolta palatină, vălul palatin, planşeul bucal şi limba (aspect, mărime, tonicitate, inserţie). Urmează examenul arcadelor dentare, al restaurărilor protetice existente şi statusul parodontal.

Se verifică existenţa ataşamentului gingival de la nivelul tuturor dinţilor, în special la nivelul celor ce urmează să fie restauraţi cu ajutorul coroanelor. Frecvent, molarii trei mandibulari nu prezintă ataşament gingival în porţiunea distală (30%-60%). Un dinte care nu prezintă un minim necesar de ţesut gingival de ataşare nu poate fi considerat un potenţial stâlp şi pe el nu poate fi aplicată o restaurare protetică unidentară.

Prezenţa sau absenţa **inflamaţiei** trebuie notată împreună cu aspectul şi culoarea gingiei. Existenţa **pungilor parodontale** trebuie consemnate ăn fişă, iar localizarea şi adâncimea trebuie înregistrate. Prezenţa şi amploarea mobilităţii dentare trebuie de asemenea înregistrate, acordând o atenţie specială contactelor ocluzale premature şi interferenţelor prezente pe dinţii mobili.

Examenul clinic parodontal se va corela cu examenul radiologic parodontal. De asemenea, vom da o atenţie deosebită **indicelui de sângerare a papilelor** şi vom aprecia starea de igienă bucală. Congestionarea festonului gingival este, de obicei, expresia existenţei unei inflamaţii gingivale, datorată unei igiene bio-dentare deficitare. **Retracţiile gingivale, ghirlandele McCall, fisurile Stillmann şi pungile false sau adevărate** vor fi consemnate în foaia de observaţie.

2.6.5. EXAMENUL MODELELOR

Examenul modelelor este o etapă obligatorie în majoritatea terapiilor de restaurare protetică fixă. Orice practician, chiar şi cel cu o experienţă îndelungată, observă mult mai multe detalii atunci **când examinează în linişte modelele, fără să fie presat de timp ca şi în decursul examenului endobucal.** Multe elemente ale viitorului plan de tratament se desprind încă din cursul examenului de model. Modelele de studiu se pot confecţiona nu doar la prezentarea pacientului, ci şi pentru a evidenţia diferite rezultate ale etapelor din cursul evoluţiei tratamentului.

Modelele de studiu reprezintă totodată şi importante documente medico-judiciare. Ele se confecţionează în laborator (de obicei pe baza unor amprente luate cu alginate), din **gipsuri dure** care redau cu fidelitate **detalii de finețe.** Este recomandabil ca **soclurile modelelor** (superior şi inferior), să **fie paralele cu planul de ocluzie.** Soclurile nu se mai fazonează la piatra motoarelor, pentru confecţionarea lor existând **conformatoare prefabricate** din mase plastice care se prezintă de obicei în trei mărimi, atât pentru modelele maxilare, cât şi pentru mandibulă (vezi cap. 16).

Pentru ca rezultatele examenului modelelor de studiu să fie optime, acestea vor fi montate în simulatoare parţial programabile.

După poziţionarea cu ajutorul unui arc facial şi programarea simulatorului folosind înregistrarea ocluziei şi a mişcărilor de lateralitate, va fi posibilă simularea satisfăcătoare a mişcărilor mandibulei. **Valorile înregistrate pe articulator trebuie notate în fişa pacientului,** pentru a facilita posibile programări ulterioare ale articulatorului. Astfel, modelele de studiu montate în articulator, pot oferi, pe lângă un set de informaţii statice şi o serie informaţii în dinamică, utile atât în elaborarea diagnosticului, cât şi a planului de tratament.

În general, pe un **model de studiu** se analizează atât forma arcadelor dentare, cât şi dinţii restanţi (număr, poziţie, faţete de uzură, migrări, raporturi de angrenare etc.). Tot pe modele, vom analiza topografic breşele edentate (formă, grad de atrofie, profil pe secţiune, înălţime, lăţime, versanţi etc)

Modelele vor fi privite dinspre ocluzal (pe masă), dinspre vestibular, se va aprecia overbite-ul şi overjet-ul, în uşoară dezangrenare, m angrenaj static şi dinamic (după ce au fost montate m simulatoare)

2.6.6. EXAMENUL RADIOLOGIC

Investigarea radiologică este indispensabilă în cursul realizării unei reconstituiri protetice fixe. Ea se execută de obicei înainte de începerea tratamentului, dar adeseori se poate practica şi în cursul desfăşurării acestuia.

Practicianul poate solicita atât **radiografii endoorale,** cât şi extraorale de tipul **ortopantomografiei** (OPT). Investigarea radiologică a pacientului ce urmează a fi protezat diferă în funcţie de prezenţa sau absenţa breşelor edentate. în general se urmăresc particularităţile de structură a oaselor maxilare, aspectul trabeculizării în zona breşelor edentate,

implantarea stâlpilor, direcţia rădăcinilor, prezenţa unor resturi radiculare, dinţi incluşi şi chiste reziduale în ţesutul osos corespunzător breşelor edentate (fig. 2.7.)

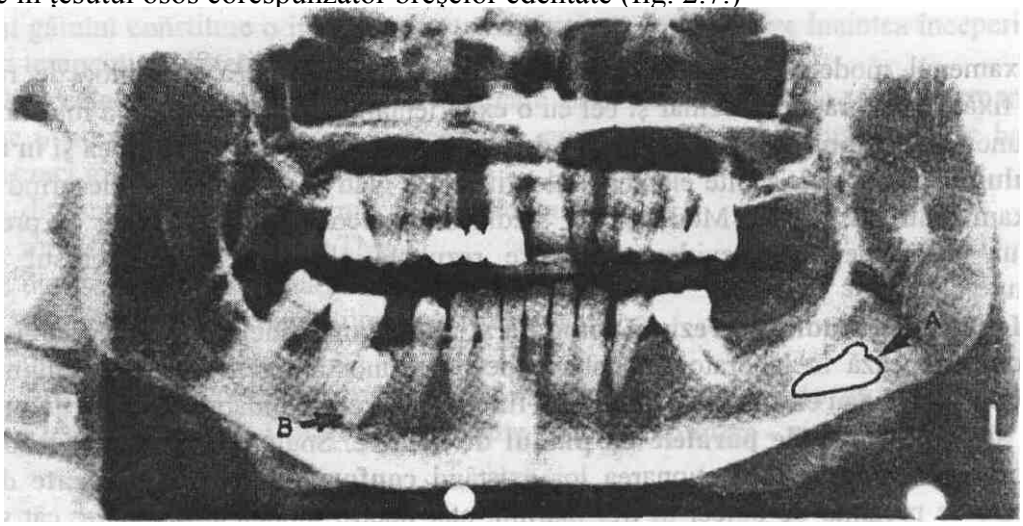


Fig. 2,7. Radiografic panoramică ce evidenţiază la mandibula doua breşe edentate aparent: A 35 inclus (profund în transpoziţie), 3.7. basculat, care a închis breşa. B. 4.5. inclus în poziţie verticală, care nu permite migrarea lui 4.6.

Pe ortopantomogramă se vor urmări atent particularităţile ambelor arcade, de la o ATM la alta, **prezenţa dinţilor supranumerari, a dinţilor incluşi, topografia proceselor carioase, prezenţa unor chiste, rapoartele apexurilor cu formaţiunile cavitare sau nervoase** etc.

Pe filme mici endoorale ne interesează **dispoziţia spaţiului periodontal,** lărgirea căruia trebuie corelată cu eventualele contacte premature, interferenţe şi/sau prezenţa traumelor ocluzale. De asemenea este important de observat prezenţa procesului de **halistereză marginală** sau de resorbţie radiculară (fig. 2.7.).

Atât **ortopantomograma,** cât şi **filmele endoorale,** vor fi depuse în folii transparente sau conformatoare speciale şi se vor păstra în filmotecă (pe litere alfabetice) sau se vor anexa fişei pacientului, în funcţie de regulile interioare ale cabinetului sau clinicii.

.

2.6.7. PROTECTIA ÎMPOTRIVA BOLILOR INFECTO-CONTAGIOASE

În stomatologie există riscul contaminării cu anumite boli infecto-contagioase, atât a bolnavului, cât şi a personalului medico-sanitar. Protecţia împotriva contaminării pacienţilor şi prevenirea expunerii personalului din cabinet la bolile infecţioase au devenit preocupări majore în stomatologia ultimelor decenii. în mod deosebit pacienţii trebuie investigaţi m legătură cu o posibilă contaminare anterioară fie cu hepatită virală B (H.V.B.), fie cu HIV (care determină **sindromul imunodeficienţei umane dobândit - SIDA).** Cu toate că SIDA beneficiază de o atenţie sporită în mass-media generând chiar unele conflicte sociale, **HVB constituie totuşi principalul risc de contaminare al personalului din sectorul stomatologic.** Pentru prevenirea hepatitei B există la ora actuală un vaccin eficient (de ex. Engerix) care se recomandă atât. medicului stomatolog şi ajutoarelor sale cât şi studenţilor şi tehnicienilor dentari.

Nu există dovezi certe că orice boală infecțioasă este transmisă exclusiv prin contact direct cu persoane infectate. Totuşi natura procedurilor stomatologice implică riscul contactului personalului medico-sanitar cu sânge, salivă şi diverse țesuturi infectate.

Măsurile de protecție trebuiesc luate pentru toți pacienții, cu precădere pentru cei care prezintă m antecedente maladii infecto-contagioase. Astfel se recomandă ca personalul care intră m contact direct cu pacienții să fie echipat cu **mănuşi de protecție, mască, ochelari de protecție** (în cazul când nu se foloseşte un scut transparent) **şi uniformă de protecție.** La ora actuală se vehiculează foarte mult ideea cabinetului cu două module: **„cabinetul salivă"** destinat pentru anumite manopere nesângerânde: inserarea unei obturații de clasa I-a, sigilări de şanțuri şi fosete, consultații etc. şi **„cabinetul sânge"** destinat pentru toate intervențiile de chirurgie stomatologică sau din alte domenii care implică contactul cu sânge. Fiecare dintre acestea va beneficia de procedee de dezinfecție şi sterilizare specifice. Montarea în cabinete a unor lămpi fluorescente cu UV germicide, care să funcționeze noaptea câte 4-6 ore este de un real folos.

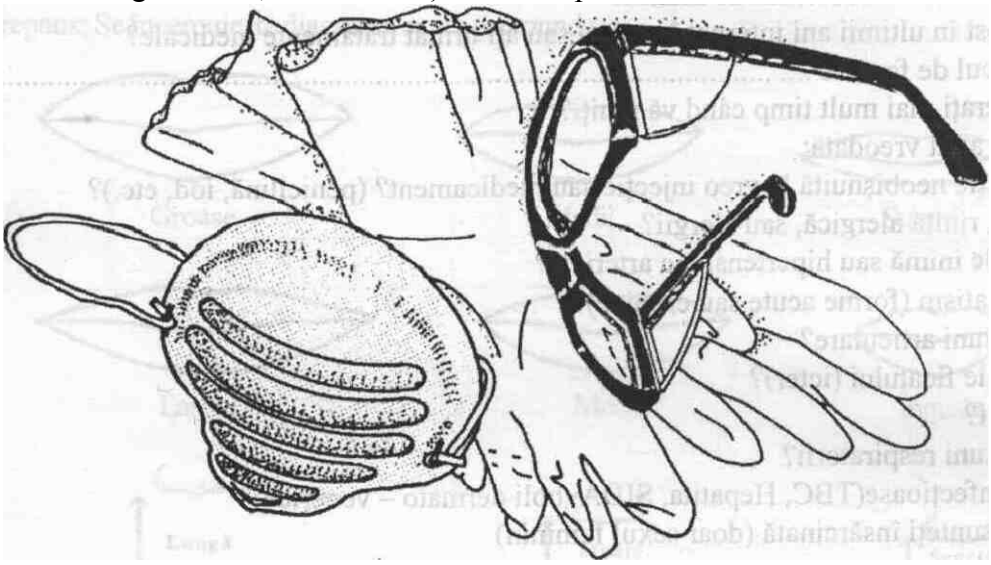


Fig. 2.8. Mănuşi şi ochelari de protecție şi mască chirurgicală folosite în cabinetul de stomatologie.(lO)

Măsurile de protecție menționate nu trebuie să se limiteze doar la personalul care are contacte directe cu pacientul. Un obiect contaminat cu sânge sau salivă, cum ar fi de exemplu **o amprentă,** necesită măsuri de protecție şi din partea personalului din laboratorul de tehnică dentară. Programele de supervizare a infecțiilor trebuie să vizeze aşadar şi personalul din laboratoarele de tehnică dentară.

2.6.8. FOAIE DE OBSERVATIE ÎN PROTETICA FIXĂ

Această pagină trebuie completată de către pacienți.

Nume..... Prenume..... Vârsta……..
Profesia..... Adresa .....:.....……..... Tel.....…….
Toate informațiile pe care ni le furnizați reprezintă secrete profesionale

I. Date anamnestice de medicină generală:	**Da**	**Nu**
1. Ați avut vre-un accident de muncă?……...□	□	
2. Ați fost în ultimii ani internat în spital sau ați urmat tratamente medica……...□	□	
3. Mediculde familie .....…….		
4. Sângerați mai mult timp când vă răniți?……..……. □	□	
Ați avut vreodată:		
5. o reacție neobişnuită la vreo injecție sau medicament? (penicilină, iod, etc.)?	□	□
6. Astm, rinită alergică, sau alergii?	□	□
7. Boli de inimă sau hipertensiune arterială?	□	□
8. Reumatism (forme acute sau cronice)?	□	□
9. Afecțiuni articulare?	□	□
10.Boli ale ficatului(icter)?	□	□
11.Diabet?	□	□
12.Afecțiunirespiratorii?	□	□
13. Boli infecțioase(TBC, Hepatita, SIDA, boli dermato - venerice)?	□	□
14. Dacă sunteți însărcinată (doar sexul feminin)	□	□

II. Anamneza de specialitate:

1. Aveți dureri de dinți ? Unde?..... ……..	□	□
2. Aveți dureri gingivale?Unde?.....……	□	□
3. Este masticația d-voastră perturbată?	□	□
4. Considerațicâexaminareadmțilorsauprezențalastomatologesteoproblemă?	□	□
5. Aveți uneori dureri sau alt tip de senzații la nivelul articulației temporo-mandibulare sau la nivelul feței?	□	□
6. Aveți dureri cronice de cap, gât sau umeri?	□	□
7. Folosiți în afara periei şi pastei de dinți si alte mijloace de igienă dentară?	□	□
Care sunt acestea?.....		
8. Ați fost în ultimul an în tratament stomatologic?	□	□
9. Care este numele stomatologului D-voastră?		
10. V-ați prezentat la noi pentru:		
- o consultație, în general	□	□
- urgență sau repararea protezei	□	□
- asanare, igienizare	□	□
- ați fost îndrumat de alt coleg	□	□

III. Examen clinic exobucal

• Normă frontală
simetrie facială .....……..
proporţia dintre etaje .....……..
şanţurile periorale.....……

• Normă laterală (profil)
convex □
concav □
drept □

•Culoare a tegumentelor.....……
•Proeminenţe osoase (mai ales gonion - normal, eversat, inversat)……
• Tonusul muscular.....……...
•Sistemul ganglionar limfatic .....……

Fişa anatomică a zâmbetului

1. Buzele în repaus: Se încercuieşte diagrama care corespunde

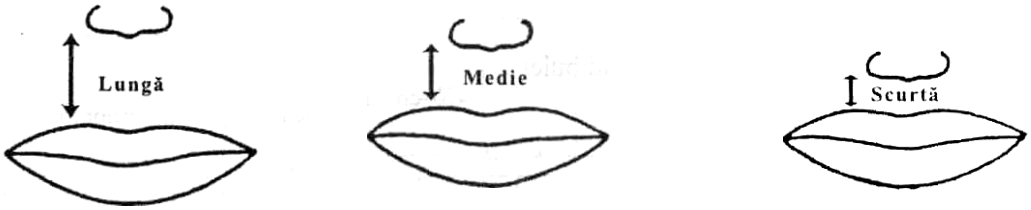
vertical

Groase Medii Subţiri

orizontal

Largi Medii Înguste

lungimea buzei superoiare



2. Gradul de vizibilitate al dinţilor

Doar dinţii maxilari **Dinţii maxilari şi mandibulari** **Dinţii maxilari şi gingia**

3. Vizibilitatea limbii……..da……..nu

4. Silueta incizală (vedere frontală)

Convexă **Concavă** **Orizontală**

IV.Examenul ATM

•Amplitudinea deschiderii gurii . normală □ (~4 cm)
limitată □ (2 - 3 cm)
redusă □ (1-2 cm)

• Excursia mentonului în arc □
sacadată □
cu devieri □ fără devieri □ în baionetă □

• Palpare (durere □ ; crepitații □)

•Zgomote(Cracmente: la deschidere □ la închidere □
intermediare □ în diducție □)

• Distanța dintre marginile superioare şi inferioare ale incisivilor centrali..... mm

V. Analiza funcțională

a)0cluzie

Tipul ocluziei: neutrală □ distalizată □ mezializată □

Ovrbite
Overjet
Spațiul fiziologic de inocluzie

Stopuri în ocluzia habituală

l.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
4.8	**4.7**	**4.6**	**4.5**	**4.4**	**4.3**	**4.2**	**4.1**	**3.1**	**3.2**	**3.3**	**3.4**	**3.5**	**3.6**	**3.7**	**3.8**

Ghidaj în **RC** imposibil □ posibil □ dificil □

Alunecarea din ocluzia de RC în PIM	____ mm verical	____ mm anterior	____ mm dreapta	____ mm stânga

Ghidaje în cursul mişcărilor mandibulei

(X=contacte ocluzale în timpul mişcârilor mandibulei)

Protruzie

l.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
4.8	**4.7**	**4.6**	**4.5**	**4.4**	**4.3**	**4.2**	**4.1**	**3.1**	**3.2**	**3.3**	**3.4**	**3.5**	**3.6**	**3.7**	**3.8**

Laterodeviere dreaptă

l.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
4.8	**4.7**	**4.6**	**4.5**	**4.4**	**4.3**	**4.2**	**4.1**	**3.1**	**3.2**	**3.3**	**3.4**	**3.5**	**3.6**	**3.7**	**3.8**

Laterodeviere stângă

l.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
4.8	**4.7**	**4.6**	**4.5**	**4.4**	**4.3**	**4.2**	**4.1**	**3.1**	**3.2**	**3.3**	**3.4**	**3.5**	**3.6**	**3.7**	**3.8**

b) Masticația

-unilaterală □

-bilaterală □

- ritm, durată, eficiență

c) Deglutiție

- de tip adult □

- deglutiție infantilă □

d)Mimica

-mobilitatenormală □

- imobilă □

e) Estetica

- afectată □ neafectată □

f) Fonația

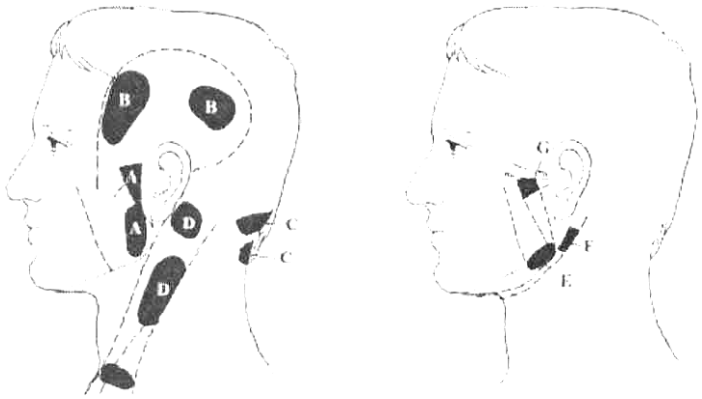
- afectată □ neafectată□

g) Respirația

- normală □

- cu gura deschisă □

h) Funcția musculară: palparea mușchilor (tonus)



A - m. maseter
B - m. temporal
C - m. cervicali
D - m. stemocleidomastoidian
E - m. pterigoidian medinal
F - pântecele posterior al m. digastric
G -*pn*. pterigoidian lateral

Este de dorit ca paîparea sâ se realizeze bilateral, simultan, cerându-i pacientului sâ precizeze diferențele între partea stângâ şi partea dreaptâ

	A	B	C	D	E	F	G
normotonie							
hipotonie							
hipertonie							

VI. Examen endobucal

• *Vestibul bucal (colorație, frenuri. bride, formațiuni tumorale)*

……

•Bolta palatină -medie □ adâncă □

- ogivală □ plată □

- torus

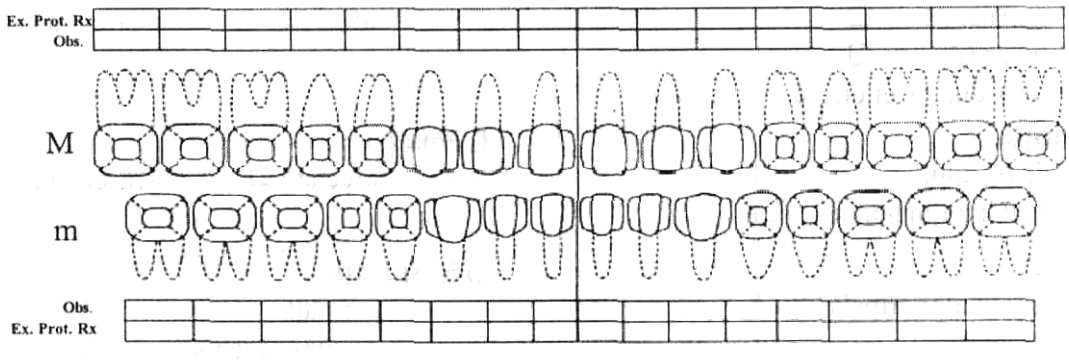
• Planşeu normal □ eventuale fomiațiuni □

•Văl palatin.....……..

• Limbâ (aspect, mărime, tonicitate, inserție)

……

Examenul arcadelor dento-alveolare



Se va nola cu:

1. Caricesimplă **C**
2. Carie dcntară complicată: pulpită = **P;** gangrenă= **G**
3. Obturație cu amalgam: ? cu localizarca sa topografică
4. Obturalie fizionomică cu materiale: foto sau autopolimcrizabile:

- foto =O
- auto =●
- vestibulară la un dinte frontal = V;
- vestibulară la un dinte fronlal cu refacerea unghiului mezial sau distal = V<M; V<D
- vestibulară la colel =Vco
- palatinală : P
- linguală: L
- mezială: **M**
- dislalâ: D

5. Dintc abrazat = A
6. Gradul dc mobilitate al unui dinle: **Ml, M2, M3**
7. Dintc dislrol'ic = **Di**
8. Fisurâ dcntara = f
9. Fractură denlară = F
10. Diastemâ = ↔ (mm)

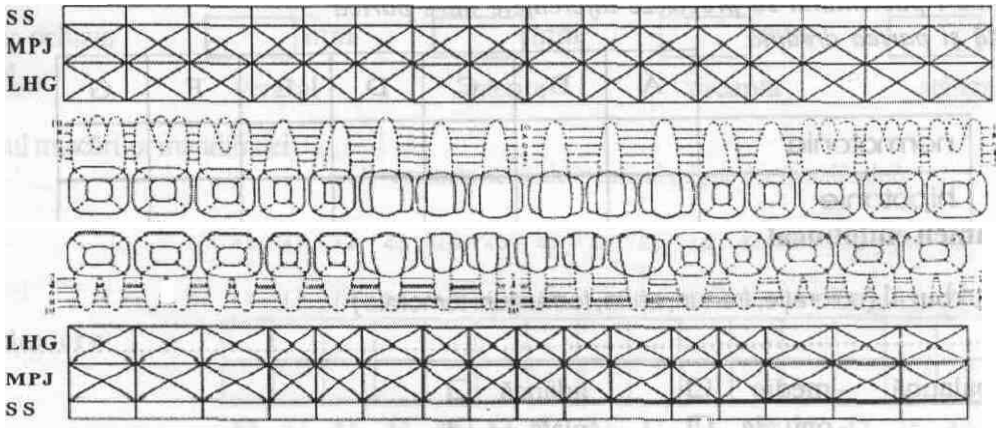
Examenul restaurărilor protetice existente

- Proteza(zele) Adecvatâ(e) □ Inadecvatâ(e) □

M m M m M m

- Adaptare □ □ Retentivitate □ □ Dificultăti masticatorii □ □
- Linia surâsului înaltă □ medie □ adâncă □

Examen radiologic parodontal

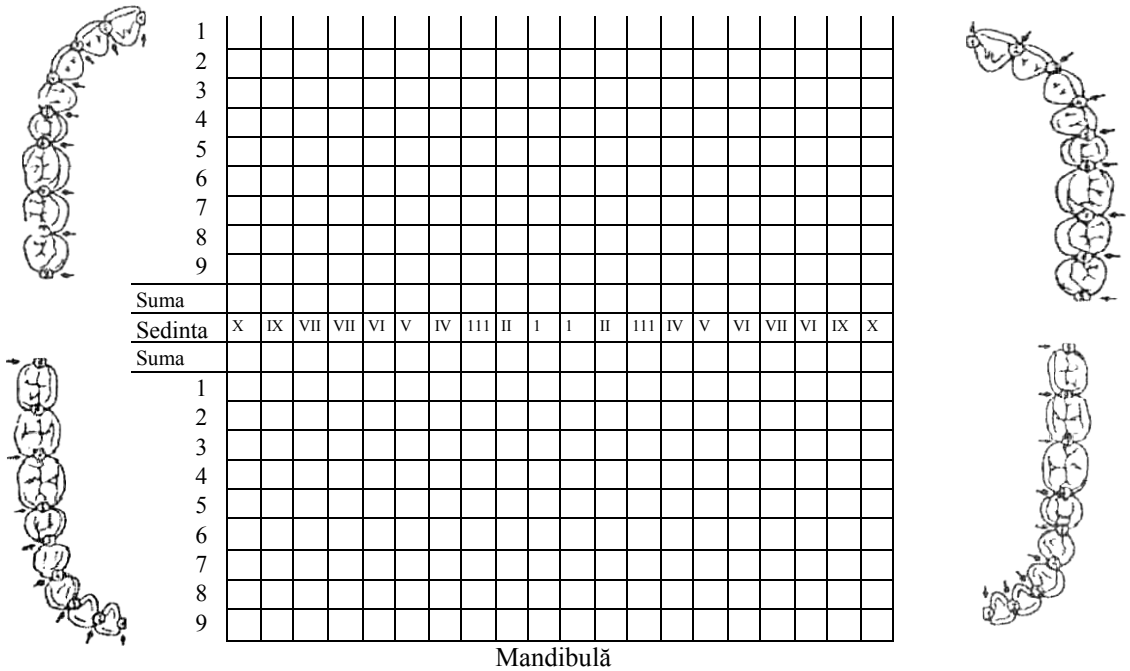


LHG = lâțimea hipertrofiei ginglvale, MPJ =marginea pungii față de joncțiunea smalț-cement,
SS = sângerarea la sondare

Sondarea pungilor în mm	Mobilitatea dentarâ Gr, I, Gr, II, Gr. III	Evidențierea trifucației	Evidențierea coletului în mm	Situarea limbusului alveolar d.p.d.v. Rx

Indice de sângerare apapilei

Maxilar



1																			
2																			
3																			
4																			
5																			
6																			
7																			
8																			
9																			
Suma																			
Sedinta	X	IX	VII	VII	VI	V	IV	111	II	1	1	II	111	IV	V	VI	VII	VI	IX	X
Suma																			
1																			
2																			
3																			
4																			
5																			
6																			
7																			
8																			
9																			

Mandibulă

Legenda pentru indicele de sângerare papilară

0 = absența sângerârii

1= sângerare punctifbrmă micâ

2 = sângerare punctiformâ multiplâ sau apariția unei zone unice mici de sângerare

3 = spațiul interdentar se umple cu sânge imediat după sondare

4 = sângerare difuzâ la sondare; sângele pâtrunde în șanțul gingival

Data, suma globalâ/ședințâ (Σ)și media/dinte ∅

	Σ	∅	Ședința		Σ	∅	
			Ședința				
_____	☐	☐	**I**	_____	☐	☐	**VI**
_____	☐	☐	**II**	_____	☐	☐	**VII**
_____	☐	☐	**III**	_____	☐	☐	**VIII**
_____	☐	☐	**IV**	_____	☐	☐	**IX**
_____	☐	☐	**V**	_____	☐	☐	**X**

Igiena bucală: satisfăcătoare ☐ medie ☐ nesatisfăcătoare ☐

Observații

……

VII. Examenul modelelor de studiu

deschise pe masă _____

privite dinspre ocluzal _____

distanța intercanină M _____ m _____

distanța interpremolară M _____ m _____

distanța intemiolară M _____ m _____

în angrenare.....……..

curbele de ocluzie.....……..

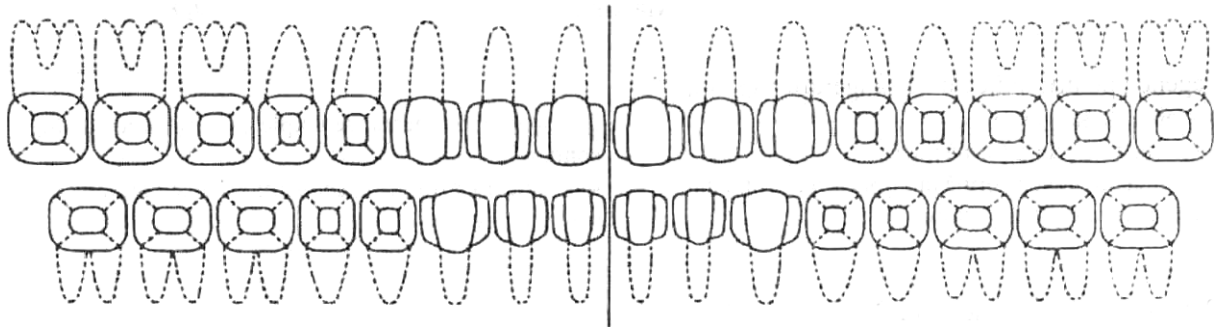
cheia lui Angle - raport normal □

- raport mezializat □

- raport distalizat □

montate în simulator.....……

VIII. Examenul Radiografic



- radiografii endoorale 3/4……

……

……

- ortopantomogramă…….

……

……

……..

IX. Diagnostic

-General: ……..
-Exobucal:……
-Endooral:……
-Odontal:…….
-Al mucoasei bucale:……
- Parodontal/radiografic:…….
-Protetic:…….
……
-Funcțional:…….
-Radiologic:…….
-Date suplimentare:…….
-Prognostic …….

X. Măsuri terapeutice

(Se marchează şi se clarifică aspectele semnificative)

Medicația patologiei generale ☐ _____
Statusul funcțional ☐ _____
Tratamentul preprotetic ☐ _____
Indicații pentru menținerea igienei orale ☐ _____

	1.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
Extracții																
Detartraj																
Chirurgie parod.																
Endodonție																
Restaurări prot																
Obturații																

	4.8	4.7	4.6	4.5	4.4	4.3	4.2	4.1	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8
Extracții																
Detartraj																
Chirurgie parod.																
Endodonție																
Restaurări prot																
Obturații																

PLAN DE TRATAMENT PROTETIC

1.8	1.7	1.6	1.5	1.4	1.3	1.2	1.1	2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8-
4.8	4.7	4.6	4.5	4.4	4.3	4.2	4.1	3.1	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.7	3.8

Simboluri

Coroană

Coroană telescopată

Dinte absent

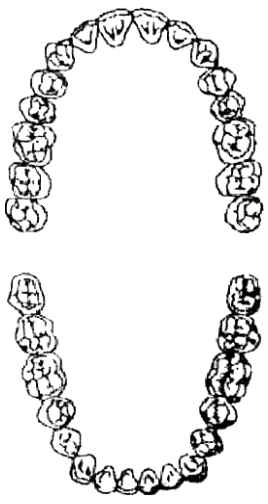
Intermediarul protezei fixe

DCR

Solidarizare, bară de extensie

Croşet

- Proteză fixă
- Protezare mobilizabilâ
- Protezare provizorie
- Protezare imediată
- Proteză cu sprij in implantar



Laborator:……

Forma dinţilor:…….

Cubarea dinţilor:……

Aliaj:……. …..Placaj……

Student;…… **Asistent:**……..

Medic primar:……..

Data …….**Profesor:**…….

2.6.9. Bibliografie

1. Breustedt A. et al - *Prothetik,* Barth Leipzig 1991.
2. Bratu D., Luca C., Gluhovschi G., Uram-Ţuculescu S. - *Pacienţi cu risc în cabinetul de stomatologie, Nota f,* Timişoara Medicalâ XXXIX, Nr. 1-2, 1994.
3. Bratu D., Luca C., Gluhovschi G., Uram-Ţuculescu S. - *Pacienţi cu risc în cabinetul de stomatologie, Nota II,* Timişoara Medicală XXXIX, Nr. 3-4, 1994.
4. HupfaufL. - *Festsitzender Zahuersatz* - 3 Auflage Urbau Schwartenberg Miinchen - Wien - Baltimore 1993.
5. Ieremia L., Bratu D., Negrutiu Meda - *Metodologia examinării în protetica dentară,* Ed. Signata Timisoara 2000.
6. K6rber K. - *Zahnârztliche Prothetic,* Auflage 4, Georg Thieme Verlag Stuttgard 1995.
7. Lehman Hellwig - *Einfuhrung in die restaurative Zahnheilkunde, 1* Auflage, Urbau Zahnheilkunde 1993.
8. Nussbaum R. - *Afecţiunile coronare ale dinţilor şi tratamentul protetic microproteze,* lito IMT 1986.
9. Roesenstiel F.S., Land F.M., Fujimoto J. - *Contemporanry Fixed Prosthodontics,* The C.V. Mosby Company St. Louis, Toronto, London 1998.
10. Schillinburg H.T., Hobo H., Whitsett L.D., Jacobi R. and Brachet S. - *Fundamentals of Fixed Prosthodontics,* Ed, Quintessence 1997.
11. Strub J.R., Tiirp J.C., Witkonski S., Hiirzeler M.B,, Kern M. - *Curriculum Prothetic,* Band I, Quintessence 1994.
12. Tylman St.G. - *Crown and Bridge Prosthesis,* 3"[1] ed. Mosby, St. Louis 1954.

2.7. DIN ISTORICUL PROTEZELOR PARŢIALE FIXE

Istoria protezelor dentare fixe, ca şi cea a protezelor dentare în general se pierde în negura vremurilor.

În 1914, Herman Junker (8) a descoperit într-un mormânt la Gizeh (aproximativ 2500 î. Hr.), doi molan legaţi cu sârmă din aur (fig. 2.9.). Autorul acestei manopere a încercat să solidarizeze un dinte mobil de vecinul său cu o implantare mai bună. Molarul mobil prezintă un proces de rizaliză patologică. Asemenea ligaturi au fost descoperite în mai multe morminte din aceeaşi perioadă.

De remarcat însă, sunt şi alte piese similare descoperite de Shafik Farid (1952) în mormintele de la El-Qatta, la nord-vest de Cairo (7). Una dintre acestea constă dintr-un canin superior cu o ligatură de sârmă sub formă de buclă spre distal, care purta un premolar ca extensie distalî (fig. 2.10.), iar alta din incisivi, unul central, altul lateral ligaturaţi cu sârmă din aur care trece prin tuneluri forate în dinţi (fig. 2.10.). Se presupune că această piesă ar fi una dintre **primele „punţi dentare"** care prezintă doi stâlpi: caninul şi centralul, având drept intermediar incisivul lateral căruia i s-a secţionat rădăcina (fig. 2.10.).

În 1862, Gaillardot, citat de (6), a descoperit în Sidonul vechi (astăzi Saida de pe teritoriul Libanului), într-o catacombă din secolul 4 î.Hr., o **„adevărată" punte** în care intermediarii erau un incisiv central şi unul lateral, ambii fiind ligaturaţi cu sârmă de dinţii vecini - „stâlpi de punte" (fig. 2.11.).

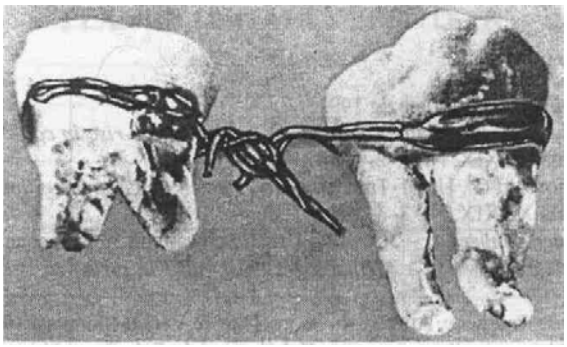


Fig.2.9. Solidarizarea a doi molari cu ligatură din sârmă de aur. Piesă descoperită într-un mormânt egiptean cu aproximativ 2500 î. Hr.

În America precolumbiană, populațiile Maya practicau tehnica încrustării în dinți a unor pietre semiprețioase (turcoaze, jad, etc.) încă din secolul 10 d. Hr.,, după încheierea aşa numitei perioade clasice, când dezvoltarea a atins nivele superioare în peninsula Iucatan (fig.2.12.).

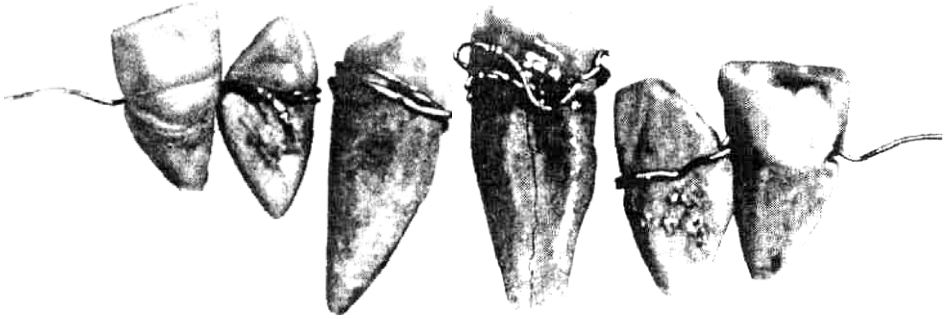


Fig. 2.10. Piese dentare descoperite cu 2500 de ani î. Hr. care mimează intenția de a confecționa o punte între un canin şi un incisiv central (după Haris, Iskander şi Farid).

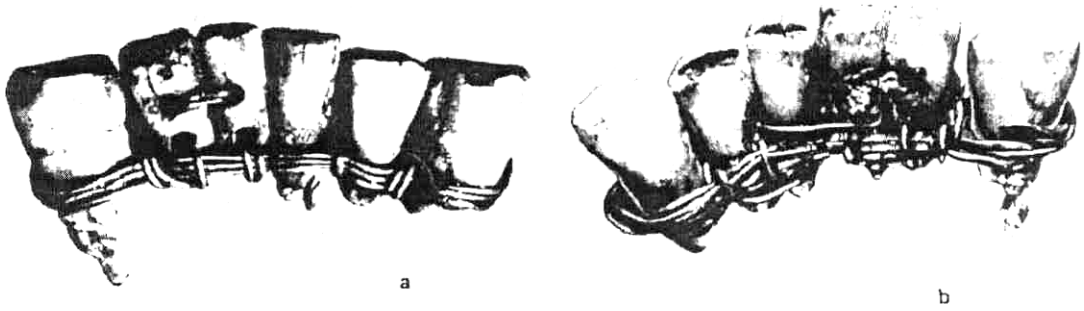


Fig. 2.11. „Punte de legătură" descoperită într-un mormânt fenician din Sidon datând din anii 400 î. Hr. Piesa se află la muzeul Louvre din Paris: a- aspect vestibular şi b- aspect oral.(27)

Tehnica incrustării dinților la populațiile Maya ca şi rezistența în timp a acestora ridică probleme interesante cu privire la „cimenturile" de fixare utilizate la acea vreme (3).

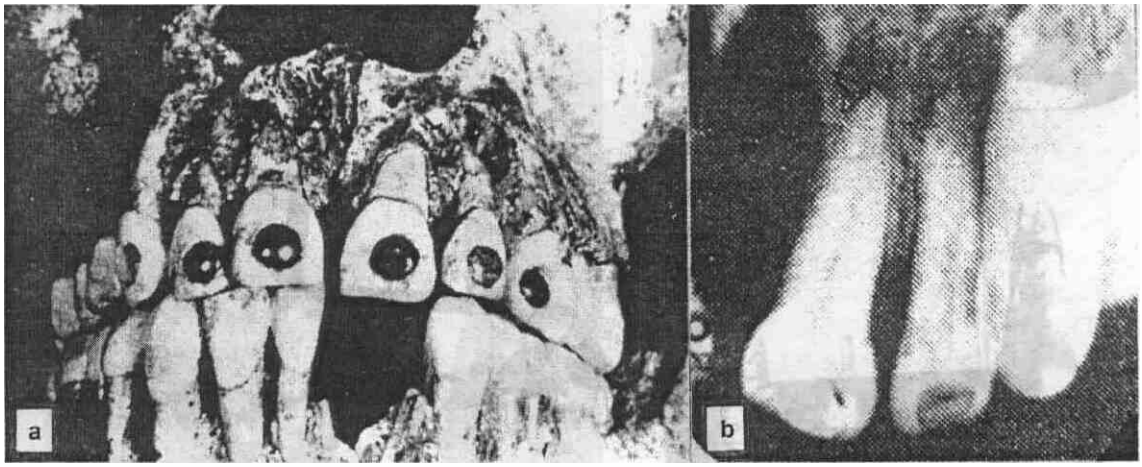


Fig. 2.12. Incrustații de pietre semipreţioase pe feţele vestibulare ale frontalilor superiori aparţinând unui craniu din epoca Maiya (piesa se al1a la Muzeul de Antropologie din Mexico City); a- aspectul craniului, b- pe radiografia corespunzătoare lui 2.1. şi 2.2. se observă procese periapicale consecutive necrozării pulpei din cursul preparației lăcaşurilor pentru incrustații (27).

La incaşi se practicau şi incrustații de aur de diferite forme (fig. 2.13.), aurul fiind prelucrat la rece. Se presupune că incrustațiile din aur reprezentau un semn de distincție fiind practicate doar căpeteniilor. Această presupunere este întărită şi de relatările lui Pedro de Cieza de Leon care a observat în satele maişe din Ecuador, în perioada 1540-1550 că personalitățile satului îşi „ornau" dinții cu incrustații din aur (1).

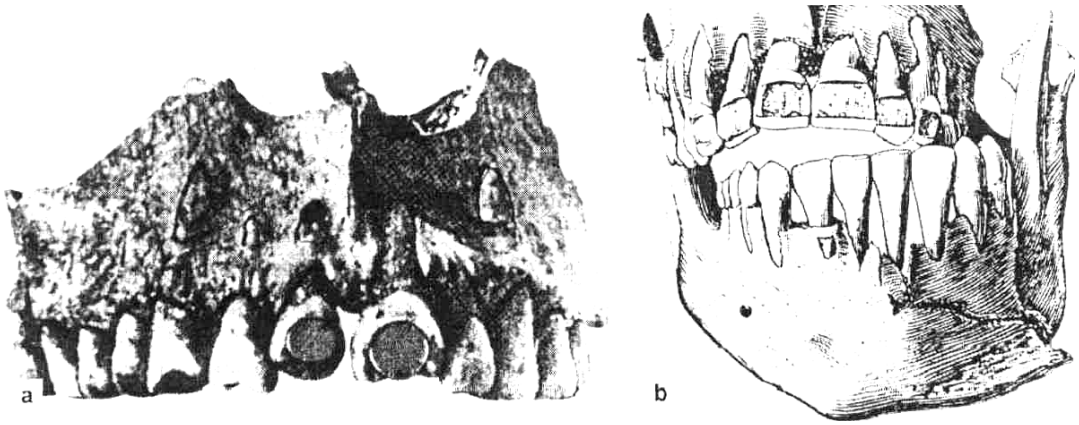


Fig. 2.13. Incrustații din aur prelucrat la rece pe cranii de incaşi: a - incrustații rotunde pe cei doi incisivi centrali; se pare că 11 au suportat o intervenție chirurgicală la nivelul parodonțiului apical şi b - incrustații patrulatere (schemă după Saville)

Etruscii erau aurari vestiți, prelucrarea acestui metal extinzându-se şi în sfera orală. Ei confecționau adevărate punți dentare din benzi de aur fixate la dinții limitrofi breşelor, dinții lipsă (cei naturali extraşi sau confecționați din os) fiind fixați cu nituri la benzile de agregare (fig.2.14.). Punțile etrusce serveau scopuri estetice şi de fonație, fiind mai puțin utilizate în masticație. Tehnicile protetice etrusce au fost preluate de către romani, o serie de relicve expuse mîndiferite muzee vorbind în acest sens (11).

Şi în imperiul Islamic (secolele VII-XII) se practicau soluții protetice similare: dinții extraşi erau ligaturați cu sârmă din argint sau aur şi fixați de dinții limitrofi breşelor edentate. Dinții lipsă se pregăteau din os bovin, fildeş, dinți umani sau proveneau de la diferite animale, aşa cum rezultă din relatările lui Abu-I-Qusim, din bibliografia lui Hatib al Bagdadi sau Mutarrizi (6).

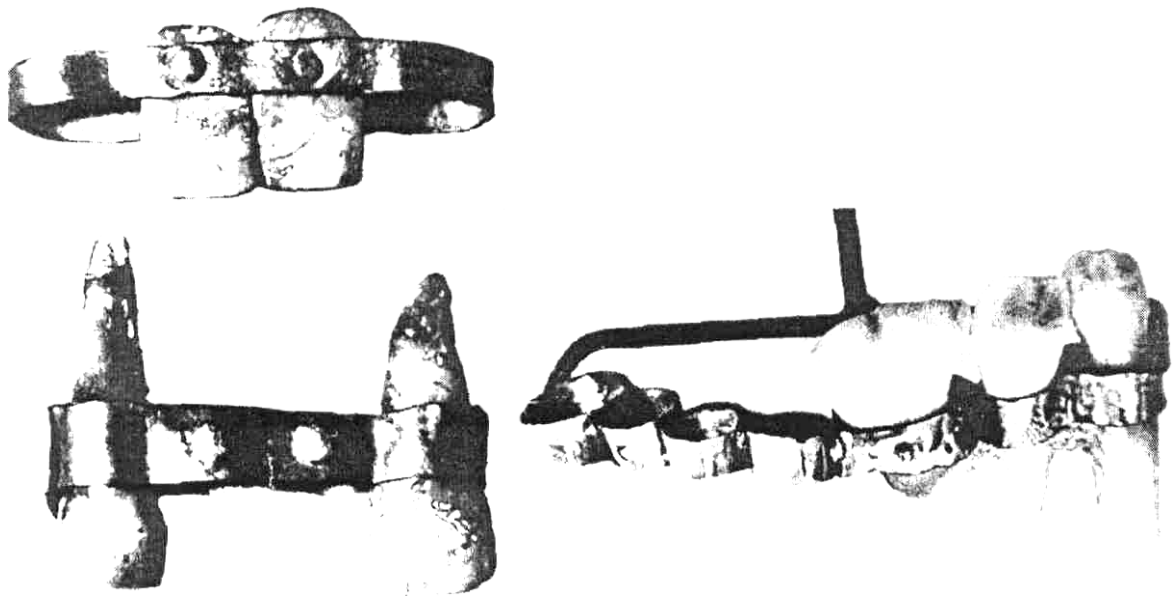


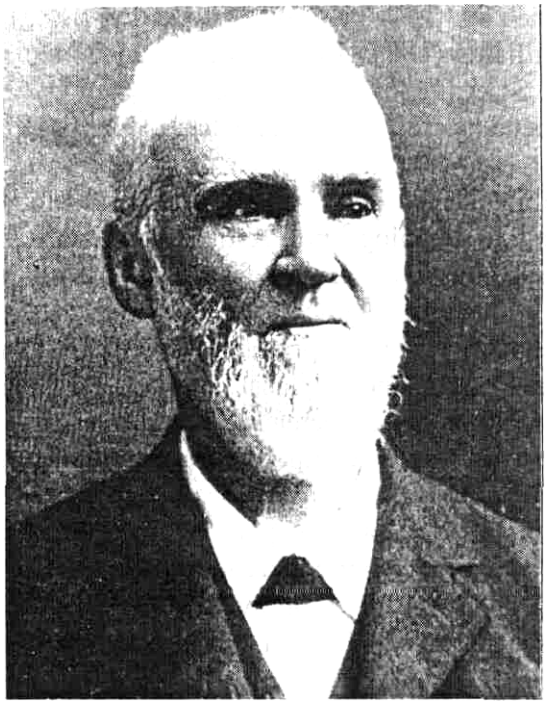
Fig. 2.14. Punți dentare etrusce (dupăTabanelli)

Multă vreme, cât progresele ştiinţifice nu au pus la dispoziţia oamenilor mijloace tehnice şi materiale pentru confecţionarea protezelor dentare în general şi a protezelor fixe în special, acestea s-au limitat mai mult la efecte estetice. Aspectele legate de funcţia masticatorie rămâneau în continuare nerezolvate.

Apropiindu-ne mai mult de istoria târzie a protezelor fixe (sec XVI-XIX) trebuie să remarcăm că în acest interval s-au perfecţionat continuu instrumentarul, materialele şi tehnicile dentare datorită unor progrese înregistrate de ştiinţele tehnice în general, precum şi ingeniozităţii unor specialişti. Milenii de-a rândul, tehnicile de amprentare nefiind cunoscute, **protezele se sculptau** din **lemn, fildeş, dentină de hipopotam** etc. în acest sens, menţionăm confecţionarea primelor coroane de substituţie din lemn m perioada shogunatului Tokuawa (1603-1867).

In istoria protezelor fixe au avut loc câteva evenimente notabile care au deschis orizonturi noi acestui domeniu important al proteticii dentare. Dintre acestea amintim:

- Construirea primului tur dentar manual (P. Fauchard, 1686-1761) care permite intervenţii mecanice pe ţesiuturi dure dentare.
- Prima capă din aur (Mouton, 1746), idee reluată mai târziu de către Morrison în 1870.
- Primele modele şi machete de ceară M.G. Purmann, 1711.
- Dintele cu pivot (Fauchard, 1728); altemativa lui Bourdet (dispozitiv sub formă de şurub) şi a lui Maggiolo (1809), care a utilizat pentru prima oară o amprentă de canal.
- Primele amprente luate în ceruri şi primele modele de gips Philipp Pfaff- 1756.
- Prima plăcuţă de protecţie radiculară care prevenea fractura rădăcinii a fost preconizată în 1834 de câtre Linderer C.J.
- Primul tur dentar de picior (B. Morrison, 1871) (fig. 2.15.) şi primul tur dentar electric (Green, 1874), care, fiind comandate cu piciorul, dentistului îi rămâneau libere ambele mâini.
- Prima coroană integral ceramică prefabricată şi care avea adaptat un dispozitiv radicular din platină şi iridium (Logan M.L., 1884), m fond, o coroană de substituţie
- 0 descoperire remarcabilă a fost lansarea punţilor pe incrustaţii de câtre Bing B.J. în 1869.



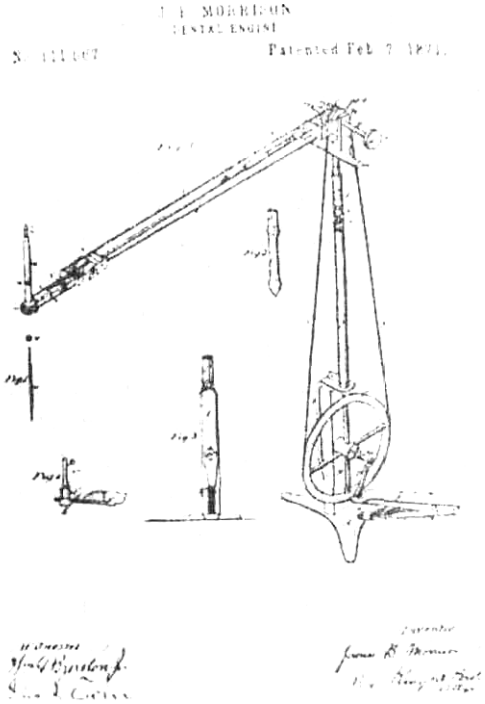


Fig 2.15. James Beall Morrison (1829-1917) şi patentul său pentru turul de picior

• Prima coroană parțială (N.G. Bennett, 1888), ulterior perfecționată de către J.P.Carmichael-1900.
• Lansarea şi ulterior perfecționarea instalațiilor de turnare a aliajelor (A. Ollendorf şi W.H. Taggart 1904-1907).
• Confecționarea primei coroane de înveliş metalic din două bucăți - inel şi capac ocluzal, solidarizate prin lipire de către W N- Morrison, în 1869.
• Polimerizarea polimetacrilatului de metil (Bauer 1928 brevet DRP6528212) serveşte drept punct de plecare pentru patentul firmei Fa. Kulzer pentru produsul PALADON, prima răşină acrilică de uz stomatologic (1936). în 1940 se lansează PALAPONT-ul (Kulzer) care revoluționează tehnologia protezelor fixe şi mobile.
• Arderea ceramicei pe folie de platină (1936) şi ulterior în vid, de către Gatzka (1940-1945).

Sfârşitul secolului XIX este bogat în domeniul realizării protezelor fixe. Astfel, B.J

.

Fig. 2.16. Philipp Pfaff (1713-1766) medicul curții regale a Prusiei, autorul primei tehnici de amprentare a unui câmp protetic cu ceară de sigiliu.

Bing (1869) concepe puntea pe incrustații, prefațând astfel agregările proximale (fig. 2.17. - a), C.M. Richmond (1880) -coroana de substituție (fig. 2.17. b), James E. Dexter (1883) - puntea mobilizabilă (fig 2.17. - d), James Leon Williams (1884) foloseşte coroana de substituție ca element de agregare (fig.2.17. - c), Walter R. Starr (1886) - punțile telescopate (fig. 2.17. - e), Charles Wesley Stainton (1889) - puntea suspendată (fig. 2.17. - g), Charles Henry Land (1903) - coroana jacket din porțelan (fig. 2.17. - f).

Istoria modernă a protezelor fixe este influențată de progresele remarcabile realizate de ştiințele exacte datorită cărora au apărut aparate şi tehnologii noi. Astfel, menționăm instalațiile complexe de turnare pe bază de curenți de înaltă şi/sau medie frecvență, a unor materiale perfecționate de amprentare, modele, machete şi mai ales de ambalare.

După al doilea război mondial şi până în prezent, protetica fixă este dominată de concepția de realizare a protezelor fixe dintr-un schelet metalic placat. Metalele (aliajele) asigură rezistența protezelor, iar placajele estetica lor. Unul din aspectele care a influențat progresele proteticii fixe după 1945 a fost şi este chiar şi în prezent competiția dintre două materiale de placare a scheletelor metalice: **ceramica** şi **polimerii.** Punerea la punct a ceramicii cu temperatură joasă de sinterizare (Weinstein 1958), care a permis realizarea restaurării metalo-ceramice pe metale nobile şi din 1970 pe aliaje nenobile marchează debutul erei moderne a tehnicilor metalo-ceramice. Firmele Vita şi Degussa promovează în Europa sistemul metalo-ceramic VMK (1962), iar câțiva ani mai târziu Mc Lean şi Hughes realizează ceramica aluminoasă care datorită elasticității sale relansează coroanele jacket.

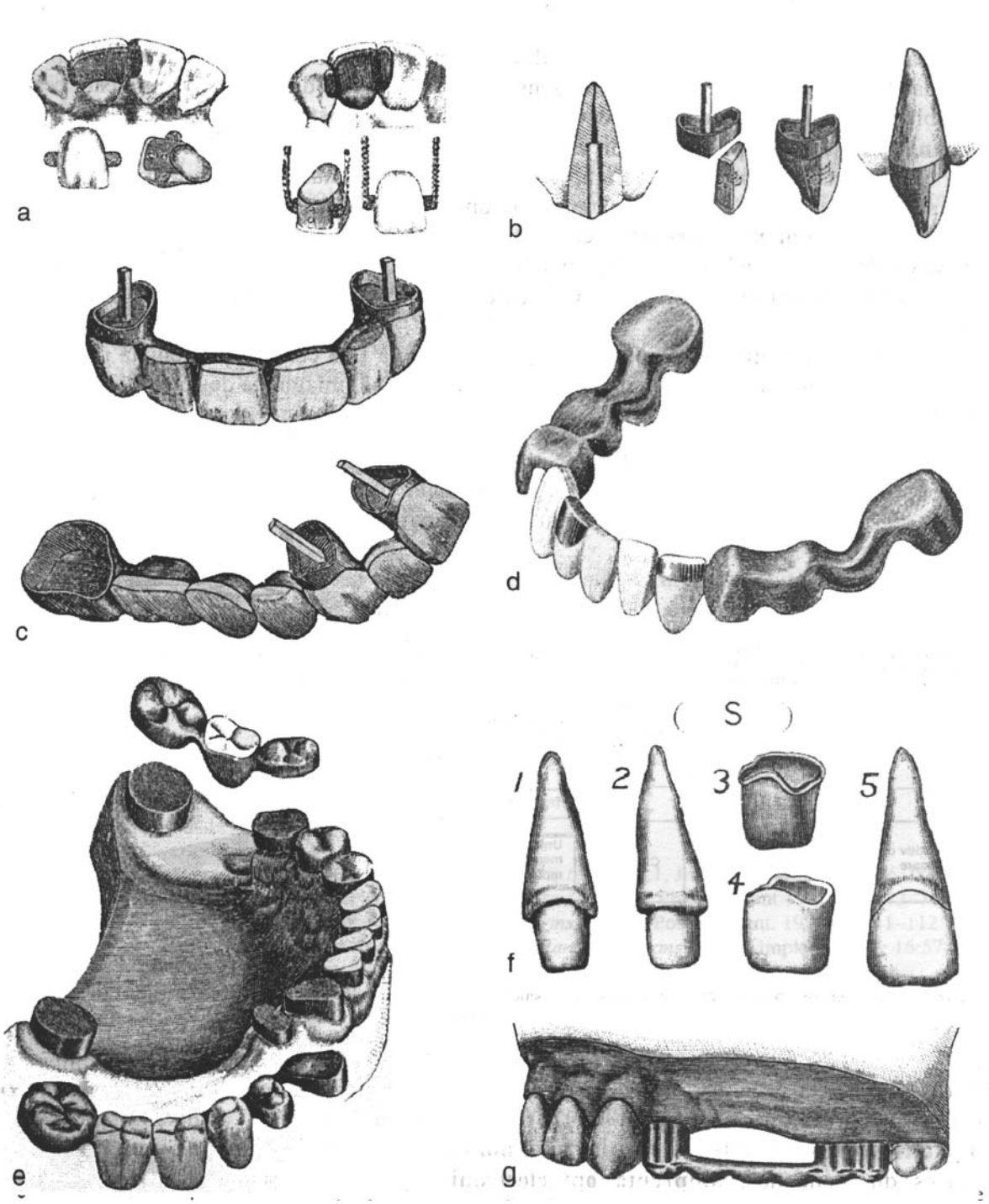
Cercetătorii din tabăra polimerilor nu stau pe loc. După 1960 când încep să se vadă insuficiențele placajelor cu răşini acrilice, apar **răşinile diacrilice compozite,** care pătrund inițial în cabinete şi ulterior în laboratoarele de tehnică dentară, grație schimbării mecanismelor clasice de inițiere a polimerizării cu cele fotochimice, ce permit tehnicianului dentar o perioadă confortabilă de modelare.

Dacă la protezele fixe metalo-ceramice problemele de adeziune la interfața dintre cele două materiale au fost cât de cât rezolvate, la protezele metalo-acrilice a fost necesară dezvoltarea unor sisteme de retenție mecanică şi în paralel cu acestea, a sistemelor fizico-chimice. Apare o explozie de procedee noi (acrilatele sunt înlocuite cu RDC), care încearcă fiecare în parte îmbunătățirea legăturii metal/placaj diacrilic: Silicoater (Kulzer), Rocatec, Visio-Gem (ESPE), OVS şi TRIAD K+B (De Trey/Dentsply), Sebond MKV, Super Bond C+B, etc. Din păcate, aceste sisteme au făcut ca prețurile unui placaj diacrilic să se situeze, chiar şi azi, doar cu puțin sub placajele ceramice, care au învins placajele acrilice în general şi diacrilice în special.

Derby-ul ceramică / materiale compozite continuă. In dorința de a realiza un material de placare cu performanțele ceramicii, dar fără rigiditatea acesteia, a fost creată o nouă clasă de materiale de placare - **sticlele polimerice** de tip ARTGLASS şi BELLEGLASS H.P. Primul are sisteme performante de condiționare a componentei metalice (Kevloc şi Siloc) prezentând o rezistență la flexie de 110 MPa, în timp ce al doilea se situează la 142 MPa.

Adepții placajelor ceramice nu s-au lăsat mai prejos, ei au dezvoltat **mase ceramice** noi dintre care cele **hidrotermale** (sistemul Golden-Gate) au reprezentat un succes, datorită temperaturii scăzute de sinterizare şi a unui modul de elasticitate corespunzător aliajelor din care se confecționează componenta metalică.

Ca şi viața însă, când doi rivali îşi dispută un domeniu, apare un al treilea. Acest grup nou de cercetători remarcând de-a lungul a 50 de ani de practică **dezavantajele restaurărilor metalo—ceramice,** respectiv **metalo—polimerice** (estetică îndoielnică, biocompatibilitate mai redusă, conductivitate termică crescută) promovează **tehnologii de elaborare a protezelor fixe fără schelet metalic** cunoscute în literatura de specialitate ca **sisteme integral ceramice,**



substituție; c - coroana de substituție ca element de agregare; d - puntea mobilizabilă; e - puntea telescopată; f- coroane jacket din porțelan; g -puntea suspendată (schema modificata după 6).

respectiv **sisteme integral polimerice*.** în prezent se remarcă o dezvoltare impetuoasă a acestora, din ele putându-se realiza aproape toată gama de proteze unidentare, chiar şi proteze

* Sisteme integral polimerice - termenul nu este exact, deoarece în realitate este vorba despre polimeri armați.

parţiale fixe de mică amplitudine. Majoritatea studiilor prospective consideră că în mileniul trei ponderea metalelor şi aliajelor va scădea din tehnologiile protezelor fixe. Ceramica rămâne în continuare un material excelent, în acest sens vorbind şi o serie de statistici dintre care cea a lui Rosenblum M. estimează că **în intervalul 1990-1997 au fost realizate aproximativ** 35 **de milioane de restaurări protetice, din care peste** 71% **prezentau componentă ceramică.** (10)

Introducerea informaticii, a computerelor m medicină la acest sfârşit de mileniu, nu putea ocoli stomatologia. In 1987 s-a materializat un vis mai vechi al stomatologilor şi anume: **confecţionarea unor piese protetice cu ajutorul computerului,** fără participarea laboratorului de tehnică dentară. Astfel, m 1985 Wemer H. Mormann şi Marco Brandestini utilizează pentru prima oară în clinică **sistemul CEREC**,** care în 1989 penetrează în cabinetele private (fig. 2.18.).

Această realizare de excepţie nu ar fi fost posibilă fără contribuţia genială materializată prin ceea ce se cunoaşte azi sub numele de **amprentă optică,** imaginată de către **François Duret** (1972).

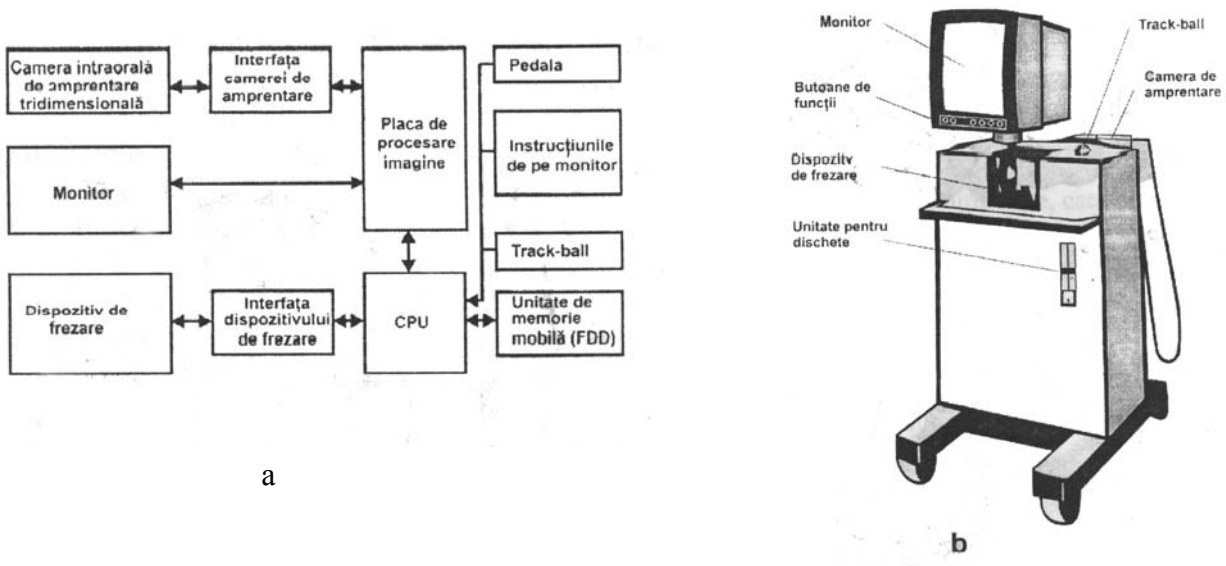


Fig. 2.18. Componentele sistemului Cerec: a) reprezentare schematică a interrelaţiilor stabilite între dispozitivele sistemului Cerec; b) elementele unitului Cerec 2.

Pe cât a fost de revoluţionară ideea amprentării unui câmp protetic de către Philipp Pfaff (1756), pe atât a fost de magistrală ideea lui Francois Duret de a înlocui amprenta convenţională cu cea modernă **optoelectronică** (1972). Dacă **ideea lui Pfaff** a determinat **naşterea stomatologiei tradiţionale** şi **apariţia unei noi profesii - cea de tehnician dentar** - care s-a desprins din dentistică, **amprenta optoelectronică** propusă de Duret **a marcat naşterea stomatologiei viitorului şi începutul sfârşitului laboratoarelor de tehnică dentară** şi, posibil, a profesiei de tehnician dentar. Păstrându-ne însă în limitele reale ale prospectării viitorului profesiei noastre, în general şi a protezelor fixe în special, trebuie să precizăm că în următorii 50 de ani stomatologia tradiţională va mai dăinui, dar evoluţia ei va fi presărată cu realizări noi care pentru unii dintre noi sunt încă de domeniul fantasticului.

** Sistemul CEREC - ceramic reconstruction.

Sintetizând datele de istorie a protezelor fixe trebuie să remarcăm că pentru descoperirea unui nou tip de agregare (cum este de exemplu cea adezivă) a trebuit să treacă **un secol** de experiență clinică, iar pentru materializarea ideii de înlocuire a amprentei tradiționale cu cea **optică, două secole.**

Stomatologia mileniului trei va fi mult mai dinamică, va avea cu siguranță alte nuanțe decât cea a mileniului doi. **Protetica fixă va câştiga în viitor mult teren în dauna celei mobile şi datorită extinderii implantologiei orale,** care permite inserarea unor stâlpi acolo unde ei lipsesc. Apariția, pe lângă stâlpii naturali, a celor artificiali, implantari şi prognosticul favorabil dovedit al acestora, grație acceptării implantelor de către țesutul osos, a schimbat o serie de idei, modificând multe concepții în stomatologie.

Conținutul prezentei lucrări, care a fost scrisă la răscrucea a două milenii, respectă majoritatea canoanelor proteticii fixe tradiționale, dar include şi o serie de procedee şi tehnologii noi, remarcabile, care vor schimba cu certitudine evoluția acestui domeniu, a cărui istorie se scrie în continuare.

Cititorul român va descoperi în acest tratat de specialitate o scrie de tehnologii si procedee noi, care în prezent se practică sporadic sau chiar deloc în țara noastră. Le-am descris nu numai pentru faptul că noi avem privilegiul să le aplicăm, ci şi pentru că avem convingerea că şi în țara noastră, nu peste mult, un număr tot mai mare de practicieni vor avea şansa de a le folosi în teren.

0 serie de noțiuni, termeni şi cunoştințe din această lucrare îi va ajuta ca atunci să le fie mai uşor.

2.7.1. Bibliografie

1. Academy of Denture Prosthetics - *Glossary of prosthodontic terms,* ed.l, J. Prosthet. Dent. 1956; 6:287-334.
2. Academy of Prosthodontics - *Glossary of prosthodontic terms,* ed. 5. J. Prosthet Dent 1987; 58: 713-762.
3. Academy of Prosthodontics -" *Glossary of prosthodontic terms,* ed.6. J. Posthet. Dent. 1994; 71:41-112.
4. American Academy oflmplant Dentistry — *Glossary of implantology terms.* J. Oral Implant. 1990; 16:57-63.
5. Anderson D.M. — *Dorland's lllustrated Mediwl Dictionarz* ed.2nd , Philadelphia; Saunders, 1994.
6. Baume L. — *Federation Dentaire Ințemational Demographie Dentaire.* London: Federation Dentaire Intemationale, 1984.
7. Beliard et. colab - *Laprothese dentaire conjointe.* Ed. Massob, Paris 1949.
8. Boucher C.O. — Current Clinical Dental Terminology; A Glossary of Accepted Terms in All Disciplines of Dentistry. St, Louis: Mosby, 1963.
9. Bremmer M.D.K. - *The Story of Dentistry.* 3. Auft. Brooklin London 1964.
10. Breustdt A., Lenz E., Musil R., Staegeman G., Tage F., WelskopfJ. - *Protetische Stomatologie.* Johann Ambr. B.,Leipzig 1981.
11. Burlui V. - *Protetica dentară.* Curs UMF laşi 1988.
12. Busch H. - Zahnheilkunde innerhalb der aztekischen Medizin. Med. Diss. Dusseldorf 1966.
13. Bouvet P. - Consideration sur les lesions dentaires de rhomme aux temps prehistoriques. Rev. Stomat. 24, 1922,pg.567-574.
14. Denton G.B. - *The Vocabulary ofDentistry and Oral Science.* Chicago: American Dental Association, 1958.
15. Dykema R.W., Cunningham D.M., Johnston J.F. - *Modern practice m Removable Partial Prosthodontics.* Philadelphia: Saunders, 1969.
16. EEC. Annex IX. - *Classification Criteria.* Definitions [Council, Directive 933/42/EEC]. European Communities, *1993*\ Ll 69/36.

17.Ene L., lonescu Pogăceanu Irina - *Leziunile coroanelor dentare şi tratamentul lor protetic.* Curs UMF Bucureşti 1979.
18.Ene L., loniță S. - *Tratamentul prîn punte dentară a edentației parțiale reduse.* Curs UMF Bucureşti 1982.
19.Engelmayer H. -*Zâhne und Zahnkrankheiten m biblisch-talmudischer Sicht.* D.Z.Z. 19, 1964, pg. 289-295.
20.Fenn H.R., Liddelow K.P., Gimson A.P. - *Clinical Dental Prosthetica.* London: Staples, 1961.
21.Flexner A. - *Medical Education m the UnitedStates andCanada.* New York: Carnegie Foundation Bulletin 4 ,1910.
22.Ganzer J. - *Die prăkolumbischen Kulturen des lukareichs aus Sicht de Zahn-, Mund- und Kieferheilkwde.* Med Diss. Dusseldorf 1969.
23.Gelijns A. C. — *Modern methods of clinical investigation. In: Medical Innovation of the Crossroads,* vol.l. Committee on Technological Innovation in Medicine (ed). Washington: National Academy Press, 1990: 1-222.
24.Harris J., Iskander **Z.,** Rafid Shafik - *Restorative dentistry in ancient Egypt archaeologic facf.* Journ. Michigan Dent. Ass 57, 1975, pg 401-404.
25Harty F.J. - *Concise Illustrated Dental Dictionary,* ed.2. London: Wright, 1994. Henderson D. H., Steffel V.L. - *McCracken's Removable Partial Prosthodontics,* ed. 3. St. Louis: Mosby,1969.
27. Hoffman-Axthelm W. - *Die Geschichte der Zahnheilkunde.* 2-Auflage, Quintess Verlags - GmbH Berlin-Tokio 1985.
28.HupfaufL.- *Festsitzender Zahnersatz* Urban/ Schwarzenberg Munchen-Wien-Baltimore 1987.
29. International Organisation Standardisation - *Dental Vocabulary.* Part.l. General and Climcal Terms. Geneva: ISO. 1942-1, 1989.
30.Jablonski S. -*Jablonski's Dictionary of Dentistry.* Malabar, Krieger,1992.
31 Johnston J.-F., Phillips R.-W., Dykema R.-W. - *Modern practice in crown and bridge ptosthodontics.* W.B. Saunderc Comp. Philadelphia London-Toronto 1971.
32.Jokstad A., Orstavik J-, Ramstad T. - *A defmition of Prosthetic Dentistry,* The International Journal of Prosthodontics vol.l 1, Nv. 4, 1998, p. 295-301.
33. Junker H. - *Vorbericht uber die 33. Grabung bei den Pyramiden von Gizeh, Jâner/April 1914.* Anzeigen WieneAkad. Wiss. Phil. - Hist. Klasse 51, 1914, pg. 140-183.
34. Kâyser A. - *Shortened dental arches and oralfunction.* J. Oral Rehabil. 1981; 8:457 - 462.
35.Korber K. - Zahnârztliche Prothetik 4., vollstandig uberarbeitete Auflage. Gerng. Thieme Verlag Stuttgart-NewYork,1995.
36.Krogh-Poulsen W. - *Bidfunktionslcere og Protetik.Kobenhavn:* Odontologisk Forening, 1961.
37. Lakermance J., Landenbach P. — *Indication and contraindication for fixed prothesis,* Rev. de Stomat.63/46/1962.
38Levin B. - The 28 tooth syndrome - or should all teeth be replaced? Dent Survey 1974; 50:47-50.
39. MacGregor A.R. - Fenn, Liddelow and Gimson's Clinical Dental Prosthetics, ed.3. London: Wright, 1989.
40.Manhold J.H., Balbo M.,P. - *Illustrated Dental Terminology.* Philadelphia: Lippincot, 1985.
41.McGivney G.P., Castleberry D.J. - *McCracken's Removable Partial Prosthodontics,* ed. 9. St, Louis: Mosby, 1995
42.National Institutes ofHealth - *Conference on technology asessment ofthe management of temporomandibular dîsorders.* Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1997; 83; 49-183.
43. Nussbaum R. - Afecțiunile coronare ale dinților şi tratamentul lor protetic, inicroproteze. Curs UMF Timişoara.
44.Owall B., Kayser A.F., Carlsson G.E. - *Prosthodontics. Principles and Management Strategies*. London: Mosby-Wolfe, 1996.
45,Petersen P.E., Dânilă I., Delean A., Grivu-Ioniță G., Pop M., Samoilă A. - „ *Oral disease pattem among sohoolchildren in Romania"* 1992. Jurnal de medicină preventivă Nr.2-3/1993, p. 15-25.
46. Prelipceanu Felicia, Doroga Olga - *Proteticâ dentară.* Ed. Didactică şi Ped. Bucureşti 1985.
47Ring M.E. - *Dentistry an illustrated history.* Harry N. Abrams Inc. 1993 New York.
48. Junker H. - *Vorbericht uber die 33. Grabung bei den Pyramiden von Gizeh, Jâner/April 1914.* Anzeigen WieneAkad. Wiss. Phil. - Hist. Klasse 51, 1914, pg. 140-183
49. Rosenblum M.A., Schulman A. -*A review ofAll-Ceramic Restorations J.* ADA March 1997.
50. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J. — *Contemporary Fixed Prosthodontics.* 3' ed. Mosby St. Louis 2001.
51.Schloser R.O. - *Complete Denture Prosthesis.* Philadelphia: Saunders, 1938.
52Shillingburg H.T., Hobo S., Whitstett L.D. - *Grundlagen der Kronen und Brilckenprothetik.* Quintess. Berlin 1977
53.Spraycar M. - *Stedman 's Medical Dictionary,* ed.26. Baltimore: Williams& Wilkins, 1995.

54. Strub J.R., TUrp J.C., Witkowski S., HUrzeler M.B., Kern M. - *Curriculum Prothetik.* Vol.II, Quintess. Verlag GmbH Berlin, Chicago etc. 1994.
55. Tabanelli M. - La medicina nel mondo degli Etruschi. Firenze 1958.
56. Thomas C.L. - *Taber 's Cyclopedic Medical Dictionary,* ed. 18. Philadelphia: Davis, 1997.
57. Torrey Ch.C. - *A Phoenician necropolis at Sidon.* Ann. Amer. schools oriental res. New Haven 1, 1919/1920, Pg.1-27.
58. Turner C.T. - *TheAmerican Texibook ofProsthetic Dentistry.* Philadelphia: Lea&Febiger, 1907..
59. Tylman St.D. - Tylman's theory and practice offixed prosthodontics. 6th ed. Mosby St. Louis 1978.
60. Valderhang J -*A 15-year clinical evaluation offixedprosthodontics.* Acta odontol. Scand. 49, 1991, p.35-40.
61. Warren K.S., Mosteller F. - Doing more good than harm: The evaluation ofhealth care interventions. Ann NY AcadSci 1993:703:1-340.
62. Weinberger B.W. - *An introduction to the history ofdentistry.* Vol.l, St. Louis 1948.
63. Wilon W.H., Lang R.L. - *Practical Crown andBridge Prosthodontiucs.* McGraw - Hill New York 1962.
64. Zwemer T.J. - Boucher's Current clinical dental Terminology; A Glossary of Accepted Terms All Disciplines of Dentistry. St. Louis: Mosby, 1963.
65. - *The Glossary of Prosthodontic Terms,* 7"[1] Ed., copyright 1999 by the Editorial Council ofthe Journal of Prosthetic Dentistry, Mosby, 1999.
66. - The Glossary of Prosthodontic Terms - The Journal of Prosthetic Dentistry, vol 81, Nr.l, 1999, pg. 48-107.

3. PRINCIPII ALE OCLUZIEI ŞI PROTEZAREA FIXĂ

Evaluarea ocluziei are o deosebită importanţă în stomatologia restauratoare în general, în protetică în special. Suprafeţele ocluzale ale dinţilor, ce urmează a fi restaurate, trebuie să fie unităţi funcţionale ale sistemului stomatognat al pacientului. Nimeni nu poate practica protetica (stomatologia) fără unele concepte ocluzale, indiferent că ele se aplică la umil sau doi dinţi sau la reabilitarea orală completă.

In mod concret, morfologia cuspizilor, a fosetelor, şanţurilor şi crestelor marginale trebuie să asigure sprijin mandibulei în poziţia de **IM,** în mişcările excentrice ale mandibulei şi în activitatea funcţională a masticaţiei.

Dinţii restauraţi nu trebuie să interfere cu activităţile funcţionale: masticaţie, fonaţie şi deglutiţie. In plus nu trebuie să transmită forţe excesive la nivelul parodonţiului de susţinere sau al articulaţiei temporo-mandibulare în poziţiile mandibulare de intercuspidare sau excentrice şi nici în timpul mişcărilor.

în protezarea fixă trebuie subliniat, în plus, că suprafeţele ocluzale ale restaurării trebuie să permită contactul uniform al dinţilor restanţi în poziţia de intercuspidare maximă şi să fie în armonie cu paternul ocluzal excentric existent la pacient.

Deoarece este imposibil de prevăzut dacă modificările în morfologia ocluzală vor precipita sau nu disfuncţia temporo-mandibulară, sub o formă sau alta, este logic să folosim ca termen de referinţă ocluzia funcţională a dinţilor adiacenţi.

3.1. KINEZIOLOGIA OCLUZALA

Cinematica mandibulară prezintă unele particularităţi:

- Ghidarea se realizează de către cei doi condili şi ocluzia dentară. Astfel, fiecare deplasare a unui condil este însoţită automat de o deplasare reciprocă a celuilalt.
- Mobilizarea articulaţiilor este constantă. ATM-urile sunt articulaţiile **cele mai** solicitate, cu cca 10.000 de mişcări în 24 ore (rotaţii şi translaţii),

- Mişcările **elementare** se combină în mişcări compuse, pentru a permite mişcările **fundamentale** (deschidere-închidere, propulsie-retropulsie, diducţie) şi asocierea acestora din urmă m cursul mişcărilor **funcţionale.**

Studiul mişcărilor mandibulei a permis punerea la punct a unor dispozitive care permit înregistrarea şi reproducerea lor (cap 4 şi 5).

Mişcarea poate fi descompusă şi studiată în cele trei planuri ale spaţiului, care devin planuri de referinţă (fig. 3.1.).

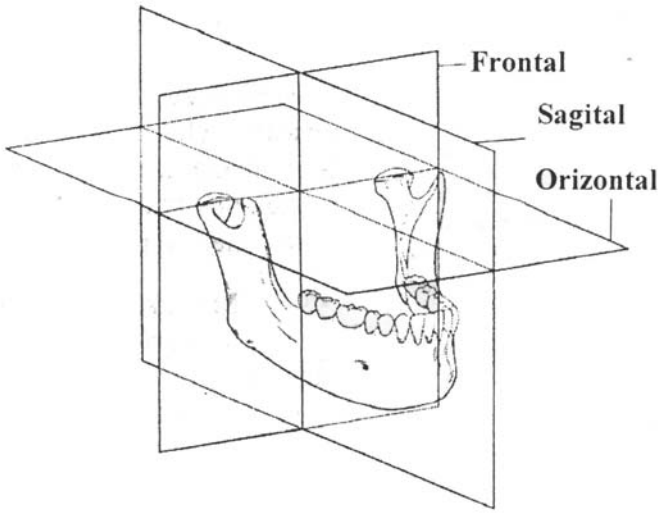


Fig. 3.1. Planuri de referinţă pentru înregistrarea mişcărilor limită ale mandibulei.

Mişcările pot fi considerate ca:

- Mişcări elementare;
- Mişcări compuse;
- Mişcări fundamentale;
- Mişcări funcţionale.

Mişcările elementare

Schimbarea poziţiei unui corp în spaţiu se manifestă prin mişcări de rotaţie sau translaţie. Particularitatea anatomică a **ATM** permite ca cele două mişcări elementare să se poată efectua în cavităţile articulare de manieră sincronă sau asincronă.

Rotaţia. In cursul unei rotaţii, obiectul se deplasează în jurul unui punct sau a unei axe fixe, fiecare punct al obiectului având aceeaşi viteză angulară. Axa de rotaţie poate fi situată înăuntrul sau în afara obiectului.

La nivelul **ATM** există o axă principală de rotaţie. Această axă orizontală transversă bicondiliană trece prin cei doi poli mediali ai condililor (9). Compartimentul condilo-discal al **ATM** este sediul rotaţiei (fig.3.2.).

în mişcările de lateralitate, rotaţia se poate face în jurul unei axe verticale (fig. 3.3.) **sau** în jurul unei axe sagitale (fig. 3.4.).

Translaţia. Translaţia poate fi definită ca o mişcare în care fiecare punct al obiectului în mişcare are simultan aceeaşi viteză şi direcţie.

Se efectuează în principal datorită tipului arthroidal al compartimentului superior - discotemporal. Protruzia este ilustrarea mişcării.

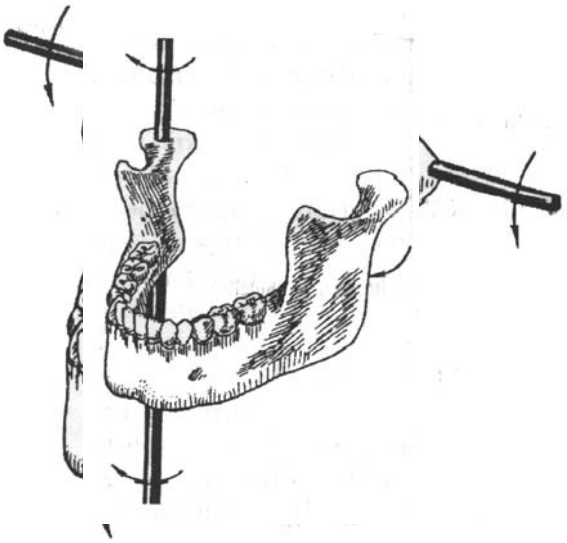


Fig. 3.2. Mişcare de rotaţie în jurul axei orizontale.

Mişcarea de translaţie cu direcţie parasagitală este caracteristica majoră a **ATM,** implicând structuri ligamentare care nu sunt restrictive. 0 consecinţă a acestui caracter oarecum permisiv este luxaţia articulară fiziologică (părăsirea cavităţii glenoide de către condil).

Mişcări compuse

Marea majoritate a mişcărilor funcţionale se caracterizează printr-o combinare a celor două mişcări elementare (rotaţie şi translaţie). Combinarea implică deplasarea în timp şi spaţiu a axei de rotaţie, care devine axa sau centrul instantaneu de rotaţie

Mişcări fundamentale

Mişcările mandibulei sunt tridimensionale. Ele se realizează în cele 3 planuri ale spaţiului, în anumite limite; lateral 10 mm, deschidere 50-60 mm, protruzie 9 mm, şi retruzie 1 mm

Mişcările fundamentale sunt cunoscute în literatură ca mişcări limită (extreme) ale mandibulei.

Ulf Posselt a descris aşa numita anvelopă a mişcărilor mandibulei. Anvelopa este o schemă tridimensională care reprezintă numărul infinit de poziţii maxime în care poate fi ghidată mandibula unui pacient sau în care pacientul poate mişca mandibula.

Fig. 3.3. Mişcarea de rotaţie în jurul axei verticale (frontal).

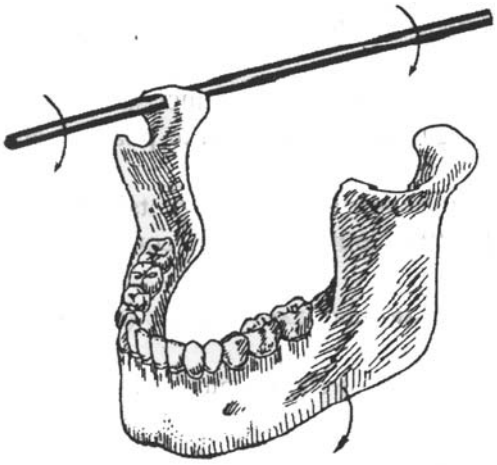


Fig.3.4. Mişcarea de rotaţie în jurul axei sagitale.

Mişcările limită ale pacientului în fiecare din planurile anvelopei tridimensionale ale lui Posselt pot fi înregistrate pe un platou staţionar prin ataşarea unui stilet de incisivii inferiori. Forma traseului înregistrat depinde de poziţia stiletului şi platoul de înregistrare în raport cu condilul mobil.

Mişcările limită ale mandibulei sunt poziţii extreme, fiind relativ stabile şi reproductibile. Mişcările limită ale mandibulei sunt modificate în stări patologice.

Inregistrarea lor se face în plan sagital, orizontal şi frontal şi nu sunt influenţate de poziţia capului sau a corpului (fig. 3.5.).

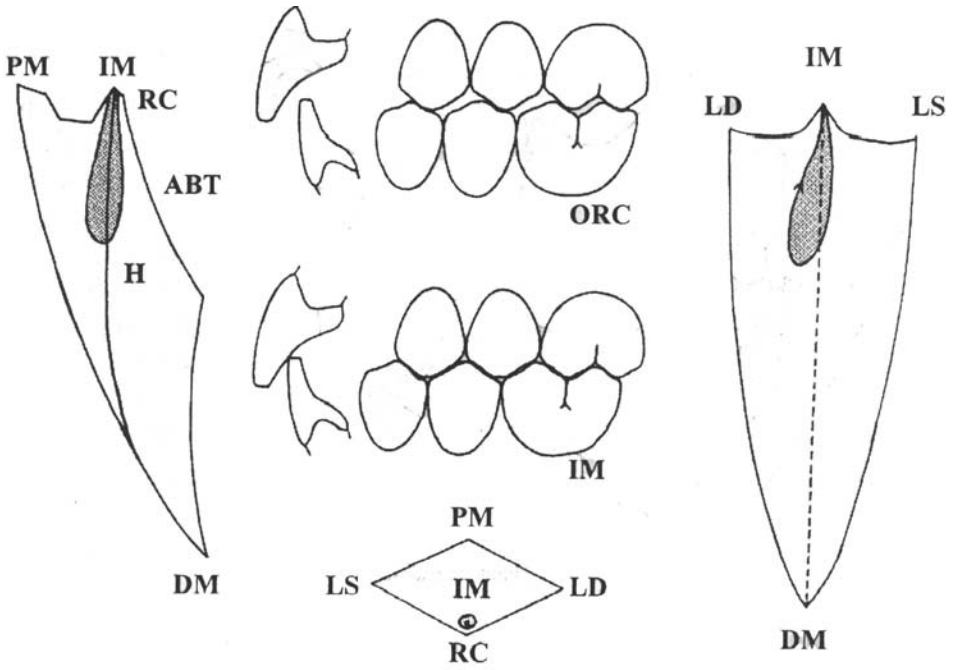


Fig. 3.5. Mişcâri limită al« mandibulei în plan sagital (stânga), orizontal {mi.jlocjos) *y* frontal (dreapta). Raporturile dintre dinti în ocluzia de relație centrică (ORC) şi in mter-fluapidare maî(imâ (IM). RC=Poziția dc rclațic ccntrica; ABT-Axa balama terminala;PM=Protruzie maximă; H=Traiectul mişcării habituale; DM=Deschiderea maximă; LS=Aria mişcării de lateralitate stânga;LD=Aria mişcării de lateralitate dreaptâ. Suprafețele haşurate reprezintâ aria mişcârilor funcționale (dnpă Posselt 1952).

3.1.1. MIŞCĂRI LIMITĂ ÎN PLAN SAGITAL

Mişcările limită cuprind mişcări maxime verticale şi antero-posterioare. Sunt înregistrate pe diagrama lui Posselt (fig. 3.6.).

Este vorba de înregistrarea incisivilor centrali inferiori (ca punct mobil) în raport cu dinții maxilari (punct de referință). Pentru această înregistrare acul înregistrator acționează dinspre lateral.

Pot fi descrise 4 componente distincte ale acestei mişcări în plan sagital:

1. Limita contactului superior;
2. Limita deschiderii posterioare;
3. Limita deschiderii anterioare;
4. Componenta funcțională

2. ***Limita contactului superior*** este determinatâ de suprafețele ocluzale şi incizale ale dinților.

2. Şi 3. Mişcările limită anterioare şi posterioare sunt limitate de ligamente şi de morfologia articulațiilor temporo-mandibulare.

4. Mlşcarîle funcționale nu sunt considerate mişcări limită extreme. Ele sunt determinate de sistemul neuro-muscular şi sunt elaborate reflex condiționat. Nu are rost să înregistrăm mişcările funcționale, întrucât acestea sunt variabile.

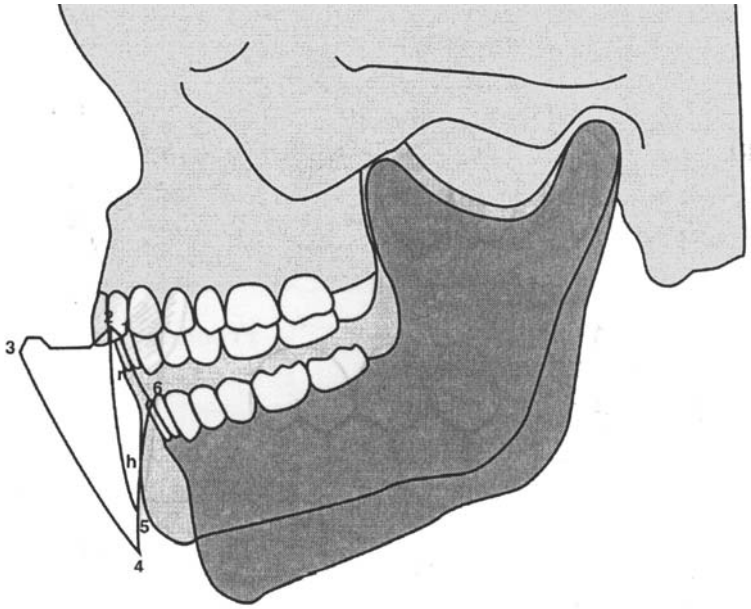


Fig. 3.6. Anvelopa mişcărilor limită în plan sagital. Legendă în text.

7. Cea mai importantă poziție limită a mandibulei de pe diagrama lui Posselt este intercuspidarea maximă (IM) şi ocluzia centrică **(OC).** Ele diferă de relația centrică **(RC),** care se face fără contact interdentar.

Pentru a ajunge în **IM,** mandibula este ghidată de pantele cuspidiene (fig. 3.5.).

Intercuspidarea maximă este o poziție limită determinată de dinți şi apare după o lungă perioadă de adaptare, de aliniere a dinților în limita echilibrului muscular. Este o poziție variabilă de-a lungul anilor. Mişcările limită şi **IM** sunt supuse variațiilor prin restaurări protetice, intervenții ortodontice.

Traiectoria mişcărilor în poziția superioară a diagramei Posselt este influențată de:

- diferența dintre **RC** şi **IM;**
- gradul de înclinare a cuspizilor dinților posteriori;
- gradul de acoperire verticală şi orizontală a dinților anteriori;
- morfologia palatinală a frontalilor superiori;
- relațiile generale dintre arcadele dentare.

In **RC** se produc inițial contacte limitate din punct de vedere numeric, între câteva perechi de dinți antagonişti. Contactele inițiale din **RC** se produc între versantele meziale ale molarilor superiori şi versantele distale ale dinților mandibulari.

Contracția muşchilor ridicători ai mandibulei determină o uşoară alunecare anterioară a mandibulei. Printr-o uşoară mişcare supero-anterioară se ajunge din ocluzia de **RC (ORC) în IM.**

Punctul 1 din diagramă reprezintă **ORC,** iar punctul 2 **IM.**

La 90% din populație intercuspidarea maximă nu coincide cu poziția de **RC,** fiind localizată uşor anterior față de aceasta. Această alunecare din poziția **RC în IM** poartă numele de ***slide in centric, long ceniric*** sau ***centric lung.***

La 10% din populație există o coincidență între poziția de **RC** şi **IM.** în această situație vorbim ***de point centric.***

În momentul primului contact al dinților posteriori, cei frontali nu se ating. Alunecarea pe versanți va determina un contact interdentar şi la nivelul frontalilor.

Segmentul 1-2 (0,5-1,5mm) reprezintă distanța pe care alunecă mandibula până când există contact şi la nivelul dinților frontali (fig. 3.6).

Continuând mişcarea, incisivii inferiori alunecă pe panta palatinală a incisivilor superiori. Mişcarea este antero-inferioară, până când incisivii se întâlnesc m poziția cap la cap. Acest traseu este ghidajul anterior, foarte important pentru restaurările protetice (conceptul protecției mutuale). Contactul se produce între marginea incizală şi suprafețele vestibulare ale incisivilor inferiori pe de o parte şi suprafețele palatinale ale incisivilor superiori pe de altă parte. Această mişcare depinde de gradul de acoperire a incisivilor inferiori de către cei superiori (overbite) şi de mărimea treptei sagitale (overjet).

Urmează un traseu orizontal, până când incisivii inferiori depăşesc incisivii superiori şi trec m fața lor, realizând un raport invers. Este momentul de platou. Mişcarea se continuă până când se întâlnesc dinții posteriori (în punctul 3). Contactul dentar posterior va limita mişcarea maximă protruzivă, care este de 9 mm.

2. Mişcări limită posterioare de deschidere a gurii

Mişcările au loc în două trepte, faze:

I. Condilii sunt stabilizați în poziția cea mai superioară în cavitatea glenoidă (RC). Este unica poziție în care se realizează axa balama terminală.

In prima fază se realizează o mişcare pur rotatorie, care are valoare diagnostică (segment 1-6).

In cursul mişcării de balama mandibula este coborâtă pe o distanță de ±20mm, măsurată între marginile incizale ale dinților frontali.

Teoretic, o mişcare de rotație pură poate fi generată şi din alte poziții ale mandibulei, situate anterior de **RC,** dar nu se poate realiza o stabilizare a condililor mandibulari şi inevitabil apare o mişcare de translație.

Doar mişcarea în axa balama terminală este reproductibilă şi înregistrabilă. în mişcarea de rotație pură, condilii rămân staționari, iar mentonul are o excursie postero-inferioară.

Pe măsură ce se continuă mişcarea, apare întinderea ligamentelor temporo-mandibulare şi mişcarea de rotație nu se mai poate continua, ca atare.

II. A doua etapă a mişcării limită posterioare de deschidere a gurii este o mişcare de translație, de alunecare anterioară şi inferioară a complexului condil-disc pe panta tuberculului articular. în acelaşi timp se deplasează şi axul de rotație a mandibulei. Apare un ax de rotație nou. Este o mişcare combinată de rotație şi translație. Porțiunea anterioară a mandibulei se deplasează posterior şi inferior.

Se descrie o axă de rotație care trece prin locul de insertie al ligamentului sfenomandibular şi anume prin spina lui Spix. Vorbim de centre instamanee de rotație până când se ajunge la spina lui Spix.

Deschiderea maximă a gurii este realizată când ligamentele capsulare se opun deschiderii mai ample. Pe diagrama lui Posselt deschiderea maximă este de 40-60 mm.

Mişcarea limită în plan antero-posterior este limitată de ligamente, conformația morfologică a **ATM,** capsula articulară, muşchi.

La examenul clinic uzual se determină deschiderea maximă a gurii şi se corelează cu diagnosticul. La 20 de ani ea este de 58,6 mm la bărbați şi de 53,3 mm la femei. Sub şi peste 20 de ani amplitudinea este mai mică.

Segmentul 1—4 al diagramei Posselt reprezintă deschiderea gurii pe arcul de retruzie a mandibulei.

3. Mişcarea limită anterioară

Pe arcul protruziv 3-4 se realizează închiderea gurii din poziția de deschidere maximă.

Mişcarea este limitată de muşchi şi ligamente.

Deschiderea gurii este maximă. Traseul arcului protruziv este neted, lin. Condilii rămân în raporturi de translaţie anterioară. închiderea gurii însoţită de contracţia pterigoidienilor externi inferiori va genera mişcarea limită de închidere. La închiderea gurii pterigoidienii rămân contractaţi şi intră în acţiune şi muşchii ridicători ai mandibulei. Condilii fiind stabilizaţi, ar trebui să apară o mişcare pură de balama din 4 în 3. în realitate poziţia de protruzie maximă este limitată de ligamentele stilomandibulare.

Pe măsură ce se realizează închiderea, se produce întinderea ligamentului care trage mandibula înapoi limitând mişcarea. Ca urmare de la 4 la 3 se înregistrează o curbă convexă.

Poziţia condililor este cea mai anterioară în poziţia de deschidere maximă a gurii (punct A), dar nu şi în poziţia cea mai protrudată (punct 3). Faptul poate fi explicat prin acţiunea ligamentului stilomandibular.

4. Mişcări funcţionale

Mişcările funcţionale se realizează în interiorul mişcărilor limită, între punctele 2 şi 5 pe diagrama Posselt.

Traiectul habitual reprezintă drumul parcurs de incisivii centrali inferiori din poziţia de deschidere maximă a gurii, prin poziţia de repaus postural, spre poziţia de intercuspidare maximă (IM).

Poziţia de repaus este definită prin lipsa de activitate musculară şi menţinerea unui fond de contracţie tonică. Este poziţia posturală clinică menţinută prin reflex miotatic. Distanţa dintre poziţia de repaus şi **IM** este de 2-4mm. Mandibula urmăreşte acest traiect de mii de ori pe zi.

Mişcările funcţionale nu sunt reproductibile. Ele depind de poziţia capului. Dacă pacientul ţine capul drept, distanţa dintre poziţia posturală şi **IM** este de *2-4mm.* Când capul este aplecat înainte, arcul de închidere al gurii se deplasează şi contactul interdentar va fi modificat. In **IM** se ajunge după contacte interdentare iniţial frontale. Intervin influenţele gravitaţionale şi modificarea paternului de contracţie musculară.

Când capul este aplecat pe spate, la 45° faţă de poziţia posturală, traiectul de închidere a gurii va fi mutat uşor posterior. Contactul interdentar iniţial se produce uşor posterior faţă de **IM.** Această poziţie fiind instabilă, mandibula va aluneca uşor înainte.

Poziţia de masticaţie este cu capul aplecat uşor înainte cu 30°. Este poziţia prudentă, atentă pentru alimentaţie. Mandibula alunecă uşor în faţă şi se ating mai întâi dinţii frontali. Apoi mandibula glisează în **IM.** La înghiţirea lichidelor capul se înclină uşor m spate.

3.1.2. MIŞCĂRI LIMITĂ ÎN PLAN ORIZONTAL

Pentru înregistrarea mişcărilor mandibulei m plan orizontal prin tradiţie se foloseşte un dispozitiv grafic care trasează arcul Gotic (fig. 3.7.). Dispozitivul intraoral constă dintr-o placă de înregistrare ocluzală fixată pe dinţii maxilari şi dintr-un grafit de înscriere ataşat la nivelul dinţilor mandibulari. In acelaşi scop se mai utilizează dispozitivele extraorale denumite pantografe.

Reprezentarea grafîcă a mişcărilor limită în plan orizontal este un romb (fig. 3.8.). Suprafaţa şi perimetrul rombului depind de gradul de deschidere a gurii. Simetria laturilor rombului reflectă echilibrul funcţiei musculare şi articulare.

Distingem 4 mişcări limită şi una funcţională. < Mişcările limită m plan orizontal sunt:

- mişcare extremă laterală stângă;
- continuarea mişcării cu protruzie;
- mişcare extremă laterală dreaptă;
- asociată în continuare cu protruzie.

Mişcarea extremă laterală stângă începe cu condilii aflaţi în poziţia de **RC.** înregistrarea se face fără contact interdentar. Absenţa contactelor interdentare este una din caracteristicile mişcărilor limită m plan orizontal.

Contracţia muşchiului pterigoidian extern inferior de partea dreaptă antrenează condilul drept într-o mişcare anterioară, medială şi inferioară. Dacă pterigoidianul extern inferior stâng rămâne relaxat, condilul stâng rămâne în **RC** şi se produce mişcarea limită laterală stângă. Condilul stâng staţionar se rotează în jurul axului vertical. El poartă numele de condil pivotant. în jurul lui se va roti mandibula. Condilul drept este condilul orbitant.

Fig. 3.7. Inregistrarea mişcărilor limita ale mandibulei in planorizontal cu ajutorul arcului Gotic. Stiletul fixat pe dinţii mandibulari trasează traiectoriile pe placuţa fixată pe dinţii maxilari.

Dacă se continuă mişcarea, din poziţia extremă laterală stângă la contracţia pterigoidianului extern inferior drept se asociază şi cea a pterigoidianului extern inferior stâng. Condilul stâng se va mişca anterior şi spre dreapta, până când linia mediană a mandibulei se suprapune cu linia mediană a feţei.

Mişcarea limită spre dreapta se face în acelaşi fel. Mişcările limită se pot executa la diverse grade de deschidere a gurii. Cu cât deschiderea este mai mare, cu atât amplitudinea mişcărilor limită se reduce (fig.3.9.).

Condilul de partea dinspre care se face mişcarea, sub acţiunea contracţiei pterigoidianului extern inferior, determină o mişcare a condilului opus denumită mişcarea lui Bennett.

Mişcarea lui Bennett este o mişcare de lateralitate a condilului. Ea se înregistrează şi se transpune pe articulator.

In cursul excursiilor laterale ale mandibulei apar mişcări condiliene adiţionale la cele de rotaţie şi translaţie din deschiderea gurii. De exemplu, la mişcarea mandibulei spre dreapta, condilul drept face o mişcare spre dreapta şi uşor posterior. în acelasi timp, condilul stâng face o mişcare medială (tot spre dreapta) anterior şi uşor în JOS (fig.3.10.).

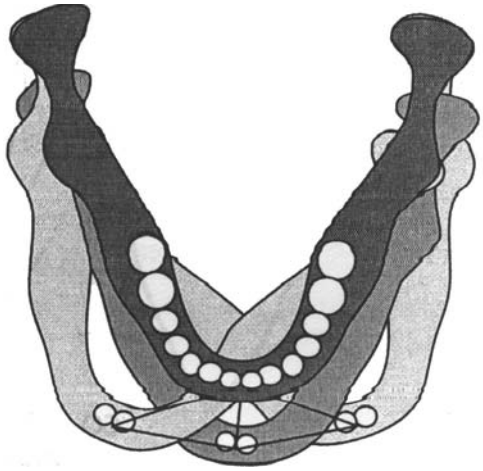


Fig. 3.8. Mişcări limită în plan orizontal.

Mişcarea de „răsucire" laterală este cunoscută ca mişcarea lui Bennett. Ea poate fi definită ca o mişcare a întregii mandibule spre partea lucrătoare. Ea apare din cauza influenţei restrictive a ligamentului temporomandibular asupra condilului de partea lucrătoare şi într-o oarecare măsură, de către peretele median al cavităţii glenoide de partea

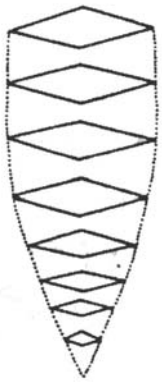


Fig.3.9. înregistrarea mişcărilor limită ale mandibulei în plan orizontal, la diverse grade de deschidere a gurii.

nelucrătoare. Măsurată în plan orizontal mişcarea este de aproximativ 0,75-1,5mm. Deplasarea laterală poate să apară imediat, timpuriu sau progresiv. Unghiul format între mişcarea antero-laterală a condilului orbitant, de partea nelucrătoare şi o mişcare protruzivă rectilinie este descris ca unghiul Bennett sau angulaţia condiliană. Există o corelaţie directă între mărimea unghiului Bennett şi mărimea mişcării Bennett a condilului pivotant. Morfologia ocluzală a dinţilor laterali este influenţată de caracteristicile mişcării. înregistrarea intraorală, cu vârful unghiului gotic, corespunzător relaţiei centrice, se practică mai rar. Mai frecvent utilizată este înregistrarea extraorală cu ajutorul pantografelor.

Mişcările funcţionale în plan orizontal din cursul masticaţiei se produc cel mai adesea în jurul poziţiei de **IM.** Pe măsură ce bolul alimentar este fragmentat, amplitudinea mişcării se reduce, apropiindu-se de poziţia de **IM.** Distanţa dintre arcadele dentare scade treptat. Poziţia mandibulei în **IM** este dictată de configuraţia ocluzală a dinţilor.

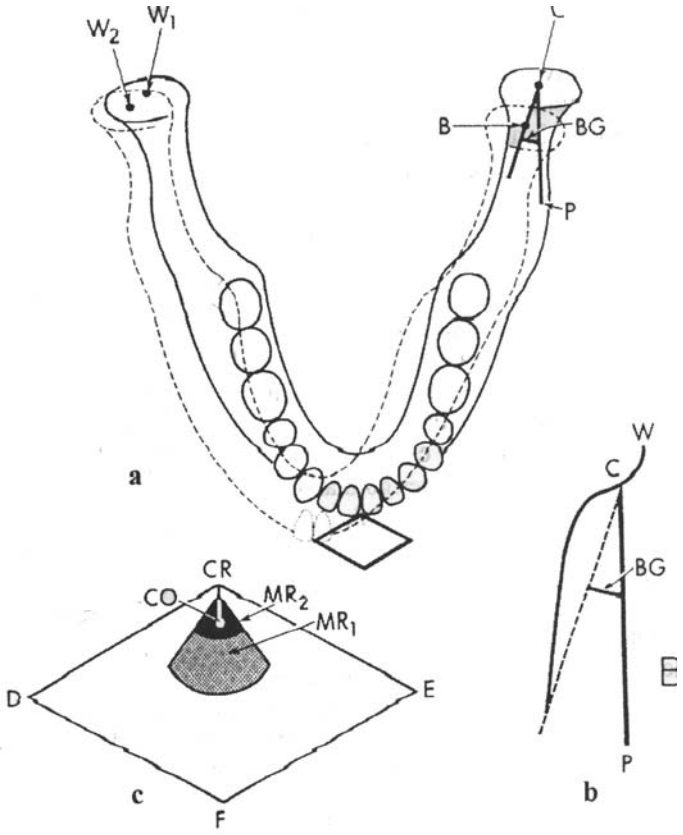


Fig. 3.10. a şi b. Mişcare de lateralitate a mandibulei spre dreapta în plan orizontal**.** Deplasarea laterală a condilului de partea lucrătoare de la Wi la W;. De partea de balans condilul se deplasează de la C la punctul B. Unghiul BG este unghiul lui Bennett, format de planul sagital şi o linie trasată între C şi B; c. Mişcare limită în plan orizontal. CR=Relaţie centricâ, COOcluzie centricâ, MRl şi MR2= Mişcări funcţionale în faza iniţialâ şi finalâ a masticaţiei (după Ramtjord).

3.1.3. MIŞCĂRI LIMITĂ ÎN PLAN FRONTAL

Mişcarea în plan frontal este o mişcare de lateralitate pură (fîg. 3.11.). Ea a fost mai puţin studiată. înregistrarea grafică are aspectul general de scut. Graficul prezintă un platou superior şi o porţiune laterală. Platoul superior este determinat de conformaţia dinţilor. Când mandibula se deplasează cu un uşor contact interdentar din poziţia de **RC** la stânga sau la dreapta, versantele dentare de partea lucrătoare (adesea caninul) ghidează mandibula în direcţie laterală şi inferioară. Partea spre care se mişcă mandibula este partea lucrătoare, iar cea dinspre care se face mişcarea poartă numele de parte nelucrătoare.

Mişcarea limită în plan frontal variază mult de la un individ la altul. Unghiul inferior al mişcării este influenţat de gradul de acoperire a dinţilor . antagonişti.

Mişcarea laterală este limitată şi influenţată de structurile articulare, muşchi, ligamente. Planul superior este determinat de dinţi. El variază în funcţie de anatomia dentară, de tipul de ocluzie şi de gradul de uzură.

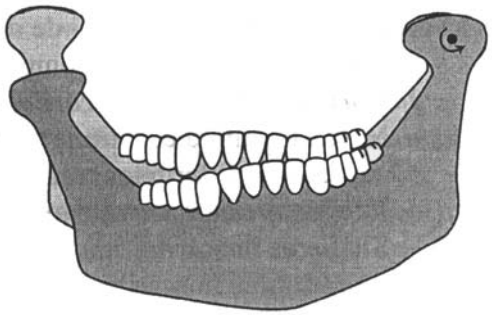


Fig. 3.11. Mişcare de lateralitate in plan frontal

Mişcarea de lateralitate se reduce în amplitudine pe măsură ce gura se deschide.

Există 4 mişcări limită în plan frontal (fig.3.12.):

- mişcare limită superioară laterală stângă;
- mişcare de deschidere laterală stângă;
- mişcare limită superioară laterală dreaptă;
- mişcare de deschidere laterală dreaptă;

şi o mişcare funcţională.

Mişcarea limită superioară laterală stângă porneşte din **IM** şi se execută spre stânga.

Traiectul iniţial este determinat de morfologia dinţilor şi de relaţiile interdentare. Influenţe secundare vin din partea raportului condil-disc - cavitatc glenoidă şi din partea morfologiei condilului pivotant.

Limita maximă laterală a mişcării este determinată de ligamentele articulaţiei pivotante.

Pacienţii cu bruxism au un grad de acoperire redus şi suprafeţe ocluzale plane, datorită uzurii. La aceştia planul superior are un aspect diferit de cel al persoanelor cu ocluzie psalidodontă.

Inregistrarea de partea stângă nu poate fi identică CU cea de partea dreaptă. Inevitabil există mici diferenţe între contactele interdentare.

Din poziţia laterală extremă superioară, mişcarea de deschidere apare sub forma unui traseu lateral convex. Pe măsură ce mandibula se apropie de deschiderea maximă, ligamentele se întind şi apare o mişcare spre linia mediană.

În plan frontal se realizează mişcări funcţionale (m masticaţie şi fonaţie) de o amplitudine mult mai mică decât mişcările limită.

în cursul mişcărilor de lateralitate se realizează fragmentarea alimentelor.

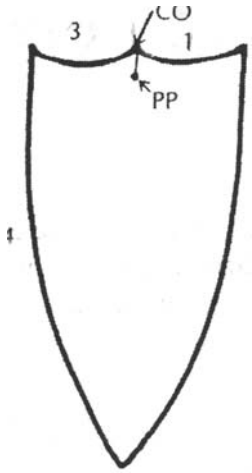


Fig. 3.12. Mişcări limită ale mandibulei în plan frontal. 1 -Lateral superior stânga; 2 -Deschidere laterală stângă; 3 -Lateral superior **dreapta;** 4 -Deschidere laterală dreapta. C0=ocluzie centrică (IM); PP = poziţie

Şi mişcarea în plan frontal se execută în jurul poziției de **IM.**

La europeanul contemporan mişcările verticale sunt reduse.

La cei cu suprafețele ocluzale plate (aborigenii din Australia) mişcarea de lateralitate are o amplitudine cu mult mai mare. Ciclul masticator are forma unui oval. Alunecarea laterală din **IM** în poziția laterală extremă este de 2,8 mm la aborigeni. La europeni ea este jumătate din această valoare.

Mişcările limită sunt realizate de către pacient sau sunt ghidate de către medic.

Mişcările limită coincid uneori cu fazele terminale ale mişcărilor funcționale. în bruxism pot să coincidă pe o distanță destul de mare.

Se pot realiza înregistrări compozite ale mişcărilor mandibulei în două sau trei planuri.

Importanța clinică a mişcărilor limită

-Mişcările limită constituie un ajutor şi un ghid în examinarea pacienților şi în aprecierea diferitelor componente ale sistemului stomatognat.

- înregistrarea lor are valoare în stabilirea diagnosticului de normal sau de disfuncție.
- Studierea mişcărilor limită ajută la stabilirea planului de tratament.
- înregistrarea mişcărilor limită se foloseşte în programarea articulatoarelor adaptabile şi semiadaptabile.
- Mişcările limită sunt reproductibile, având rol în transferul de informație.
- Mişcările funcționale nu sunt reproductibile, fiind variabile.

3.2. DETERMINANTII MIŞCĂRILOR MANDIBULEI

In condiții de sănătate există o armonie funcțională între morfologia dinților şi structurile **care** controlează mişcările mandibulei. Aceste structuri se împart în două categorii:

- cele care influențează mişcarea porțiunii posterioare a mandibulei;
- cele care influențează mişcarea porțiunii anterioare a mandibulei.

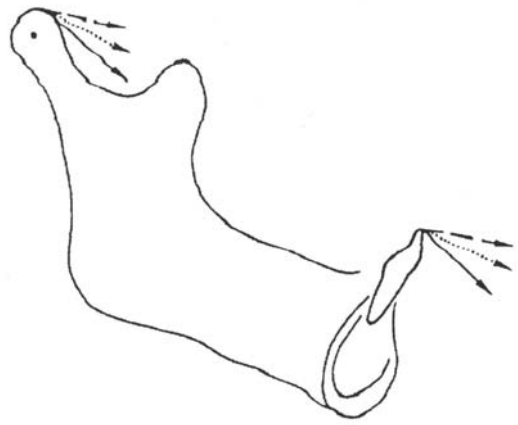


Fig. 3.13. Armonia dintre ghidajul condilian şi ghidajul anterior asigurâ dezocluzia necesarâ pentru mişcârile fiziologice ale mandibulei.

Factorii de control posteriori sunt elementele articulare (**ATM**). Factorii de control anteriori sunt dinții frontali.

Dinții laterali se găsesc între cei doi factori de control. Ei sunt influențați de factorii de control în grade variabile, în funcție de apropierea față de aceştia(fig. 3.13.).

Ghidajul condilian (factor de control posterior)

Cele două **ATM** realizează ghidajul posterior al mandibulei. Ghidajul condilian este considerat ca un factor fix, deoarece în condiții normale rămâne nemodificat în decursul anilor. Modificările apar în

condiţii patologice, cum ar fi: fracturi, artroze, intervenţii chirurgicale.

Când condilul părăseşte poziţia de relaţie centrică, el coboară pe panta tuberculului articular. Gradul de coborâre depinde de unghiul pantei tuberculului articular. Dacă panta este înclinată (45°-60^0), atunci şi traseul condilului va fi abrupt şi mişcarea verticală a condilului va fi mai accentuată. Când panta tuberculului articular este turtită, traiectul parcurs de condil va fi mai lin, cu o componentă verticală mai redusă.

Unghiul de ghidaj condilian reprezintă unghiul descris de traiectul condilului m raport cu un plan orizontal de referinţă. Acest unghi de ghidaj condilian se măsoară indirect. în funcţie de valoarea lui fixăm un dispozitiv al articulatorului în care montăm modelele de studiu sau de lucru.

Pe lângă mişcarea de coborâre şi alunecare anterioară a condilului, mai apare şi una de lateralitate, mişcarea Bennett. Condilul orbitant (de parte nelucrătoare) descrie un unghi de ghidaj mai mare decât unghiul condilian descris în mişcarea de protruzie, deoarece panta versantului intern al cavităţii glenoide este mai înclinată decât panta tuberculului articular (fig. 3.14.). înălţimea şi înclinarea cuspizilor dinţilor laterali şi adâncimea şanţurilor dinţilor antagonişti depind de unghiul de înclinare a pantei condiliene. Dacă panta este mai abruptă, dinţii posteriori pot fi mai cuspidaţi. Dacă unghiul este mai mic, dinţii laterali vor avea o cuspidare mai redusă.

Aceste concluzii nu se referă numai la înălţimea cuspizilor, ci şi la panta mezială şi distală a acestora. Dacă unghiul condilian este de 45°, atunci unghiul descris de pantele cuspidiene cu vârful cuspidului nu poate depăşi 45°.

Tot în cadrul ghidajului posterior trebuie să includem şi mişcarea de lateralitate a lui Bennett, deci în ce măsură contribuie traseul şi înălţimea cuspizilor la mişcarea de lateralitate. Fiecare cuspid trebuie să posede un traseu propriu în mişcarea de lateralitate.

Capacitatea condilului de a se deplasa înainte şi în jos pe panta tuberculului articular şi simultan de a se roti pe suprafaţa inferioară a discului permite mandibulei să urmeze traiectul dictat de ghidajul anterior. In acelaşi timp poate să menţină separarea mandibulo-maxilară în segmentul posterior.

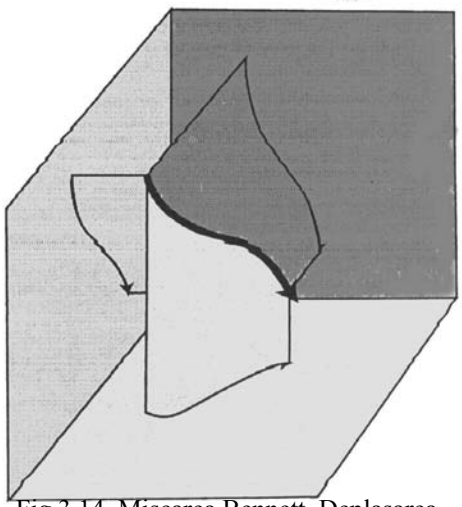


Fig.3.14. Mişcarea Bennett. Deplasarea condilului orbitant-(de partea nelucratoare) este în jos, înainte şi în

Ghidajul anterior

Noţiunea de ghidaj anterior este legată de modificarea conceptului de ocluzie balansată aplicată la dentaţia naturală. Promotorii ocluziei „nebalansate" consideră că aceasta este mai biologică (39).

Contactele ocluzale nocive din zona posterioară pot fi prevenite, pe lângă cei doi condili - prin ghidaj condilian, de către dinţii frontali prin ghidajul anterior.

Potenţialul dinţilor anteriori de a fi factori de ghidaj pentru prevenirea contactelor nocive posterioare este legat de factori mecanici şi neuro-musculari. în esenţă este vorba de rolul dinţilor frontali de a separa dinţii posteriori în cursul mişcărilor excentrice ale mandibulei.

Dinţii frontali dispun de un avantaj mecanic m comparaţie cu dinţii posteriori. Fiind mai la distanţă de punctul de sprijin, raportul de pârghie este mai favorabil când se contractă muşchii ridicători ai mandibulei (muşchii masticaţiei). Acest avantaj este evident când se compară

eficienţa muşcării unui aliment consistent, cu dinţii frontali sau cu molarii (fig. 3.15.). Dar, datorită înclinării axului dinţilor frontali, avantajul mecanic la solicitări mari este relativ.

Pentru înţelegerea completă **a rolului** ghidajului anterior şi implicit a dezocluziei laterale trebuie implicate mecanismele neuro-musculare.

În afară de proprioceptorii parodontali intervin şi proprioceptorii buzelor, limbii, obrajilor, mucoasei, pielii şi muşchilor. Toţi proprioceptorii monitorizează tot timpul poziţia mandibulei şi trimit informaţii la centrii nervoşi (fig. 3.16.).

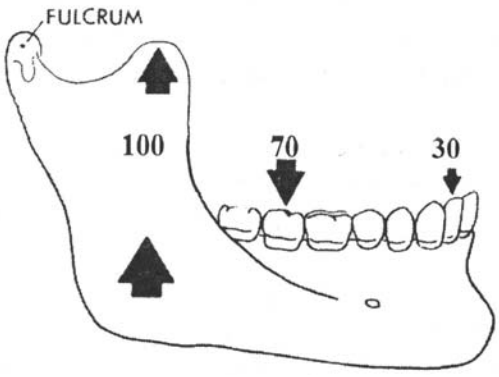


Fig. 3.15. Contracţia musculară, notată convenţional cu 100, acţionează asupra dinţilor posteriori cu o valoare de 70 şi asupra dinţilor frontali cu o foi-ţă mai redusă, de 30. Distanţa mai mare de punctul de sprijin explică avantajul mecanic al dinţilor frontali.

Dinţii cei mai sensibili la schimbările de presiune sunt incisivii centrali, urmaţi în ordine de incisivii laterali, canini, premolari şi molari, care sunt cei mai lipsiţi de sensibilitate (Kawamura şi colab. 1967).Pentru realizarea ghidajului anterior eficient sunt necesare lungimi normale şi suprafeţe ocluzale fără uzuri anormale. Lungimile medii cervico-incizale

la maxilar sunt următoarele: incisiv central ± 11 mm; incisiv lateral cu 1 mm mai scurt; canin 11—12mm.Incisivii inferiori au lungimea de 9-10 mm, caninii 11—12 mm (Wheeler 1974).

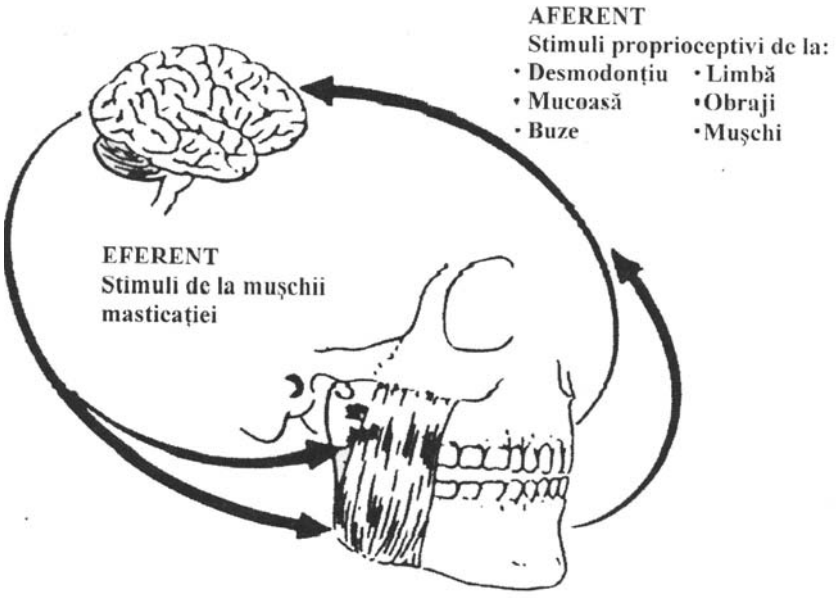


Fig. 3.16. Pe lângă proprioceptorii parodontali. poziţia mandibulei este monitorizată şi de proprioceptori ai buzelor, limbii, obrajilor, mucoasei, pielii şi din muşchi. Informaţiile aferente, cu rol de feedback, ajung la SNC.

în condiţiile ideale de acoperire a frontalilor inferiori de către cei superiori, marginile incizale ale frontalilor inferiori ating suprafeţele palatinale ale frontalilor superiori la aproximativ jumătate distanţă dintre joncţiunea smalţ - cement şi marginea incizală, în poziţia de **IM** (fig. 3.17.). In limitele morfologiei normale, acoperirea va fi oferită de suprafeţe cât mai apropiate între ele.

este mai bine să se greşească prin exagerare decât să se realizeze raporturi prea reduse sau prea axe. De exemplu este relativ uşor să se corecteze o restaurare protetică prea lungă sau cu aporturi uşor exagerate, dar este aproape imposibil să se corecteze o coroană după fixarea ei permanentă.

Treimea incizală a dinţilor frontali controlează practic potenţialul de ghidaj al dinţilor interiori. Pentru ca ghidajul să fie eficient, vârful caninului superior trebuie să se găsească în imbrazura situată distal de caninul inferior, incisivul lateral superior să fie cu un mm mai scurt decât incisivul central, iar forma arcadelor dentare frontale, superior şi inferior, să fie corespunzătoare pentru realizarea contactelor ocluzale în **IM.**

Premiza morfologică a ghidajului anterior este înclinarea incisivilor superiori şi inferiori spre vestibular, formând un unghi de 12° - 28° cu o inie de referinţă verticală. Ca urmare, între incisivi se stabileşte un unghi de 130° - 135°,aport favorabil atât din punct de vedere estetic cât şi funcţional.

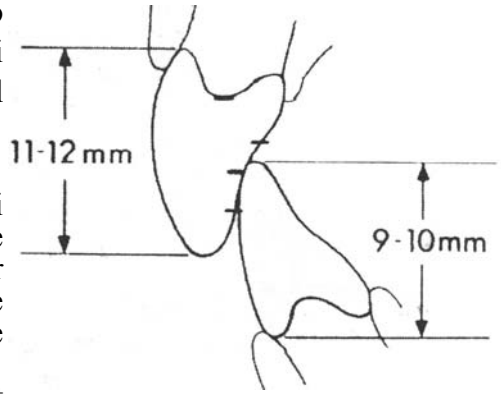


Fig. 3,17. Raport interincisiv care asigură ghidajul anterior şi poziţionarea mandibulei în IM.

Înclinarea vestibulară a dinţilor frontali sugerează faptul că aceştia nu rezistă la solicitări mecanice. în **IM,** contactul dintre marginile incizale inferioare şi suprafeţele palatinale ale antagoniştilor se reduce la o distanţare de grosimea a 1-2 foiţe de ţigară. Contactul la nivelul dinţilor frontali nu este necesar, deoarece dinţii frontali nu menţin DVO. Premiza şi caracteristicile ***ghidajului anterior*** sunt condiţionate de relaţiile dinţilor interiori m plan orizontal şi vertical

Distanţa orizontală de acoperire a frontalilor inferiori de către cei superiori este distanţa dintre marginea incizală a incisivilor superiori şi suprafaţa vestibulară a incisivilor inferiori în [M. Ca termen tehnic poartă numele de **overjet,** spaţiu de inocluzie sagitală sau treaptă sagitală.

În plan vertical vorbim de o suprafaţă de acoperire verticală, care reprezintă distanţa dintre marginile incizale ale incisivilor antagonişti. termenul corespunzător este de **overbite.** Valoarea normală a overbite-ului este de aproximativ 4 mm.

Când mandibula face o mişcare de propulsie cu contact dentar, suprafeţele palatinale ale frontalilor superiori determină traseul urmat de mandibulă.

Acoperirea verticală şi treapta sagitală Influenţează calitatea şi mărimea ghidajului [fig.3.18.).

Nu în toate situaţiile clinice se realizează raporturile ideale descrise mai sus. Variaţiile rezultă din dezvoltarea şi creşterea inegală în proporţii a maxilarelor.

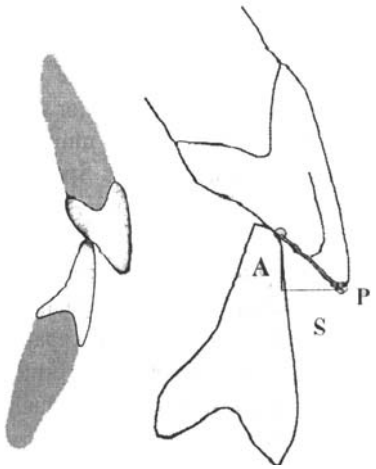


Fig. 3.18. Triunghiul lui Slavicek. Panta incisivă este o variabilă definită de gradul de acoperire verticală şi treaptă sagitală

La o mandibulă subdezvoltată există raporturi distalizate la nivelul molarilor (clasa a II-a Angle). Marginea incizală inferioară are contact cu treimea gingivală a suprafeței palatinale superioare, realizându-se o ocluzie adâncă distalizată.

Când mandibula este mai dezvoltată decât maxilarul, se realizează în cel mai bun caz raporturi frontale cap la cap (clasa a III-a Angle).

Dacă discordanța este şi mai mare, apare o treaptă negativă. în această situație nu există contacte în zona frontală, ci doar o acoperire inversă..

Mai există şi o acoperire verticală negativă, în care dinții frontali nu se întâlnesc în nici o mişcare. între incisivii superiori şi cei inferiori se observă un spațiu. In aceste condiții dinții frontali nu realizează ghidaj anterior.

În mod normal ghidajul anterior se realizează din poziția de contact în intercuspidare maximă şi până la marginea incizală a incisivilor superiori. Toată suprafața palatinală a incisivilor superiori devine o pantă de ghidaj pentru mişcările mandibulei.

Caracteristicile ghidajului incisiv

- Suprafața de ghidaj se întinde între punctul de sprijin în **IM** şi marginea incizală.
- Ghidajul incisiv trebuie să permită o dezocluzie imediată şi totală a tuturor dinților posteriori.
- Dezocluzia depinde de suprafața de acoperire verticală şi de treapta sagitală. 0 acoperire mare şi un surplomb (treaptă sagitală) mic duc la o dezocluzie imediată şi importantă a dinților posteriori.

0 treaptă sagitală mare şi o acoperire mare permit de asemenea o dezocluzie importantă, dar mai lentă, planul de ghidaj fiind mai înclinat.

- Ghidajul incisiv trebuie să conducă mişcarea de protruzie pe un traect rectiliniu în plan sagital median de la punctul de sprijin în intercuspidare maximă, la poziția cap la cap a incisivilor.
- Există o corelație între gradul de acoperire a dinților şi mărimea cuspizilor dinților laterali, profunzimea fosetelor.

Când există un grad de acoperire de 2-4 mm (normal mediu), se produce o dezocluzie imediată şi totală a dinților posteriori în protruzie, cu condiția să nu existe o cuspidare prea accentuată a acestora.

La o acoperire mai marc de 4 mm apare riscul ca marginea incizală inferioară să traumatizeze gingia liberă, a incisivilor superiori (palatinal).

0 acoperire mai mică de 2 mm presupune existența unor cuspizi ai dinților posteriori mai puțin pronunțați şi a unei curbe Spee mai puțin accentuată. Numai în aceste condiții se va produce în protruzie dezocluzia imediata a dinților poşteriori.

In decursul anilor au fost formulate multiple concepte ocluzale. Cel mai recent dintre acestea este ***conceptul ocluzal al protecției mutuale*** (reciproce).

În formularea cea mai generală, în pozițiile centrice sau excentrice ale mandibulei, unii dinți, sau grupe de dinți, sunt mai capabili să suporte solicitări ocluzale decât alții. Pe această cale protejează alți dinți sau grupe de dinți de solicitările nefavorabile,

În sens restrâns, protecția mutuală se referă la rolul dinților anteriori de a asigura o dezocluzie selectivă în mişcările excentrice ale mandibulei. Sunt protejați dinții posteriori de coliziuni traumatice.

Dinții posteriori asigură la rândul lor protecția dinților frontali, preluând presiunile exercitate de forța de contracție musculară în intercuspidare maximă. In acelaşi timp asigură sprijin pentru componentele condiliene ale **ÂTM.** In plus stabilizează mandibula atât în plan vestibulo-oral, cât şi mezio-distal. La dezocluzia dinților posteriori participă şi condilii.

Tuberculul articular şi suprafeţele palatinale ale dinţilor anteriori sunt suprafeţele de ghidaj. Ghidajul dentar trebuie să fie în armonie cu **ATM** şi cu sistemul neuromuscular. Numai în aceste condiţii se poate preveni disfuncţia temporo-mandibulară.

Relaţia dintre ghidajul anterior şi posterior

Dată fiind importanţa factorilor de control, anterior şi posterior, s-a încercat să se găsească o corelaţie între ghidajul condilian şi concavităţile dinţilor frontali, atât în plan vertical cât şi orizontal. S-a postulat că ghidajul anterior ar trebui să fie corespunzător ghidajului condilian. Ghidajul condilian este condiţionat de unghiul pantei tuberculului articular şi de mişcarea Bennett. Cu cât mişcarea condiliană este mai orizontală (reducerea unghiului pantei tuberculului articular cu creşterea amplitudinii mişcării Bennett), cu atât şi concavităţile palatinale ale dinţilor frontali vor fi mai mari pentru a reflecta caracteristicile mişcării.

Corelaţia, deşi postulată nu poate fi demonstrată. Studiile pertinente sugerează că unghiul pantei tuberculului articular nu este corelat cu vreo relaţie ocluzală specifică. Cu alte cuvinte, factorii de ghidaj anteriori şi posteriori sunt independenţi unul faţă de celălalt. Sunt independenţi dar funcţionează împreună în ghidarea mişcărilor mandibulei. Conceptul are importanţă deosebită deoarece ghidajul anterior poate fi influenţat cu ajutorul restaurărilor, inclusiv protetice. Modificarea ghidajului anterior poate fi inclusă în tratamentul tulburărilor funcţionale ale sistemului stomatognat.

în ansamblul noţiunilor de ocluzologie, se consideră că ghidajul anterior ocupă locul doi ca importanţă după **IM,** care oferă stabilitate mandibulei.

3.3. MIŞCĂRILE FUNCŢIONALE ŞI PARAFUNCŢIONALE

Mişcările funcţionale ale mandibulei se înscriu în perimetrul mişcărilor limită. Ele nu sunt reproductibile. Sunt reprezentate de masticaţie, fonaţie, deglutiţie.

Mişcările parafuncţionale se produc în afara funcţiilor de bază: masticaţia, deglutiţia şi fonaţia. Dintre mişcările parafuncţionale cele mai importante sunt cele legate de bruxism, deoarece au un răsunet deosebit asupra funcţionalităţii întregului sistem stomatognat.

Masticaţia este definită ca actul de triturare al alimentelor. Reprezintă stadiul iniţial al digestiei. Alimentele fărâmiţate formează bolul alimentar care va fi înghiţit cu uşurinţă.

Masticaţia, la fel ca şi mersul, este un proces ***învăţat,*** fiind sub dependenţa scoarţei cerebrale. Analogia poate fi continuată. Evitarea contactelor excentrice dintre dinţii antagonişti, din cursul masticaţiei, poate fi asemuită cu reflexul învăţat al mersului când picioarele trec foarte aproape de duşumea, dar nu o ating.

Majoritatea proceselor implicate în menţinerea vieţii sunt automate. De exemplu menţinerea ritmului cardiac, presiunea sanguină, digestia etc.

Alte activităţi pot fi realizate doar voliţional: vorbirea, cititul.

între aceste două extreme, se găsesc cel puţin trei procese: locomoţia, respiraţia şi masticaţia.

Există un control voluntar decizional, dar în desfăşurare procesul este automat. Automatismul este dirijat prin circuite specializate din trunchiul cerebral sau măduva spinării, care se numesc generatori centrali de tipar (pattem).

Controlul masticației de către generatorul central de tipar a fost divizat m două procese distincte:

1. Generarea ritmului sau reglator al timpului cât durează un ciclu masticator;

2. Activarea unor grupe neuronale premotorii care controlează activarea sau inhibarea neuronilor motori. Mestecarea nu constă dintr-o simplă şi succesivă deschidere şi închidere a gurii, ca de robot. Senzorii periferici controlează procesul în funcție de mărime, consistență, textură şi localizare m gură. Masticația constă în mişcări ritmice de închidere şi deschiderea gurii, formând un ciclu masticator. Reprezentarea grafică este similară unei picături de lacrimă (fig. 3.19.).

Intr-un ciclu masticator distingem o fază de deschidere a gurii, de coborâre a mandibulei şi o fază de închidere a gurii, de ridicare a mandibulei. Ultima poate fi subdivizată la rândul ei în: faza de strivire (mestecare), fără contact interdentar şi faza de frecare.

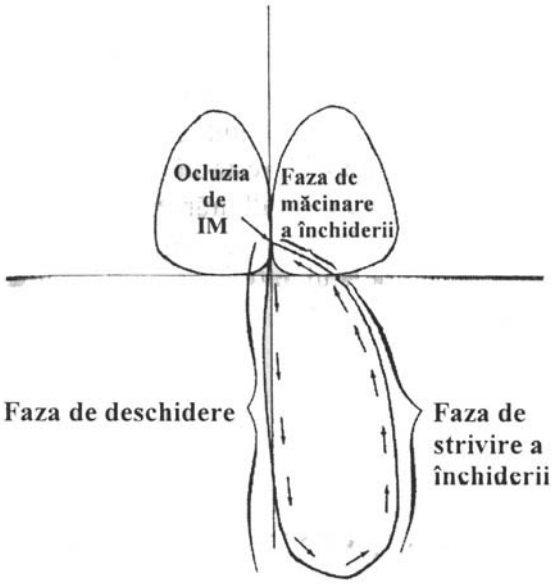


Fig.3.19. înregistrarea în plan frontal a ciclului masticator

Ciclurile se repetă până când alimentele sunt fărâmițate. Intr-o mişcare masticatorie în plan frontal apar următoarele secvențe:

In faza de deschidere, mandibula coboară din poziția de **IM** până la o separare a incisivilor de 16-18 mm. Mişcarea de închidere este precedată de o mişcare de lateralitate de 5- 6 mm față de linia mediană. In prima fază de închidere se poziționează alimentele între dinți (faza de mestecare, strivire). Pe măsură ce dinții se apropie se reduce deplasarea laterală.

La o separare de 3 mm a mandibulei de maxilar urmează mişcarea de revenire în **IM.** In condițiile acestei separări minime de 3 mm există următoarele rapoarte interdentare de partea lucrătoare: cuspizii vestibulari ai dinților laterali inferiori se află în dreptul cuspizilor vestibulari ai dinților laterali maxilari.

După captarea alimentelor între cele două suprafețe ocluzale, urmează faza de frecare şi de contact interdentar. Dacă până în acest moment mişcarea a fost ghidată de contracția musculară şi de ligamente, de acum mişcarea este ghidată de morfologia ocluzală a dinților antagonişti până în poziția de **IM,** când pantele cuspidiene trec unele peste altele. In acest moment se produce frecarea (măcinarea) şi forfecarea alimentelor.

Mişcările masticatorii. între introducerea alimentelor în gură şi până la înghițirea bolului se produc în jur de 15 şocuri masticatorii (12). La introducerea alimentelor deschiderea gurii este mai amplă. Mişcarea verticală diminuează în progresie liniară pe măsură ce masticația evoluează spre deglutiție. Reducerea amplitudinii este de obicei mai mare la alimentele moi decât la cele consistente.

Paternul masticator variază în funcție de consistența alimentului (fig. 3.20.). Primele şocuri masticatorii ale unui bol rezistent se termină înainte de atingerea poziției de **IM.** Inainte de a se ajunge în închidere completă mişcările mandibulei nu se opresc. Abia când se atinge **IM** se produce oprirea mişcărilor mandibulei 194 milisecunde la indivizii cu ocluzie bună. Condilul

de partea lucrătoare ajunge în poziția cea mai superioară înainte de **IM.** Condilul nelucrător ajunge în poziția terminală m acelaşi timp cu intercuspidarea maximă. în masticație nu există mişcare în axa balama.

Masticația unilaterală stângă

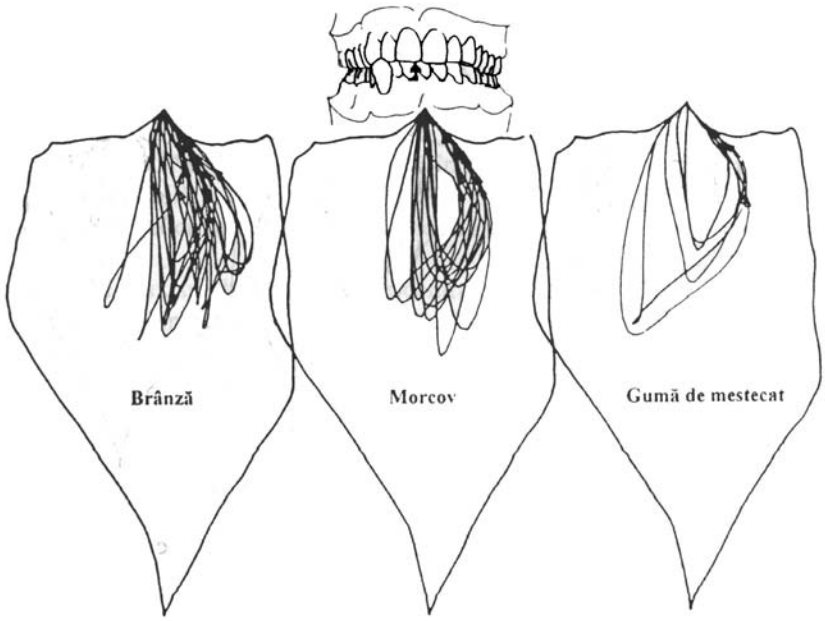


Fig. 3.20. Influența consistenței alimentelor asupra mişcărilor masticatorii. Amplitudinea în plan orizontal este mai mare la alimentele mai consistente. 0 excepție este guma de mestecat, traseul în deschiderea gurii fiind spre partea nelucrătoare (după Lundeen).

Masticația se face de obicei bilateral. Observațiile arată însă că 78% din indivizi au o parte preferențială. Este partea în care se realizează contactele maxime în mişcarea de lateralitate. Ceilalți alternează o parte cu alta.

Contactul dentar mediu în cursul masticației este de 194 ms în faza finală a masticației. în momentul deglutiției contactul interdentar este mai lung. Aceste contacte influențează tot ciclul masticator prin informații fumizate centrilor nervoşi cu privire la şocul masticator. Astfel este programată amplitudinea de deschidere şi de frecare, precum şi forța de contracție corespunzătoare calității bolului alimentar.

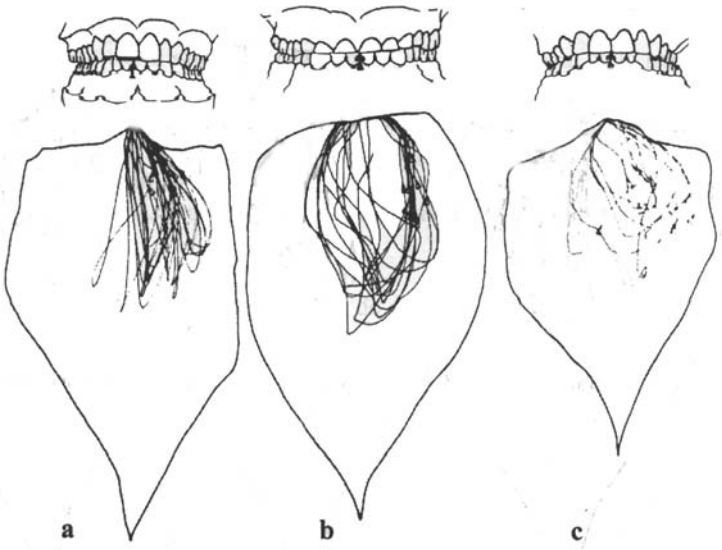
Se realizează un mecanism feed-back care dirijează ciclul masticator următor în funcție de caracteristicile alimentelor.

Şi conformația ocluzală influențează tipul mişcărilor masticatorii. Dacă cuspizii sunt înalți şi fosetele adânci, vor predomina mişcările verticale. Dacă suprafețele ocluzale au fost decuspidate, prin uzură, este favorizată mişcarea de lateralitate mai amplă (fig. 3.21.).

În principiu, mişcările masticatorii trebuie să fie cât mai verticale. Ele trebuie stimulate prin educație, în faza de învățare a masticației şi favorizate prin ghidajul anterior (fig. 3.22.).înregistrarea mişcărilor nu reflectă numai starea funcțională de la nivelul suprafețelor dentare, ci şi cea a **ATM.** In caz de afectare mişcările masticatorii vor fi mai neregulate, mai puțin ample, cu un ritm mai lent.

Paraluncția constă în antrenarea pe cale fiziologică normală a musculaturii scheletice voluntare în a realiza comportamente care sunt lipsite de finalitate funcțională şi sunt potențial

destructive. Aceste comportamente dacă apar ocazional nu se consideră a fi anormale, dar repetarea lor cronică le etichetează ca parafuncții. Se consideră parafuncții bruxismul, sugerea degetelor şi a diverselor obiecte, poziționarea anormală a mandibulei.



Fig, 3.21, înregistrarea mişcărilor limită şi a celor masticatorii (în plan frontal). Ciclul masticator este influențat de conformația suprafețelor ocluzale. a.Ocluzie bună; b.Bruxism (suprafețe cu uzuri dentare); c. Malocluzie (după Lundeen şi colab.)

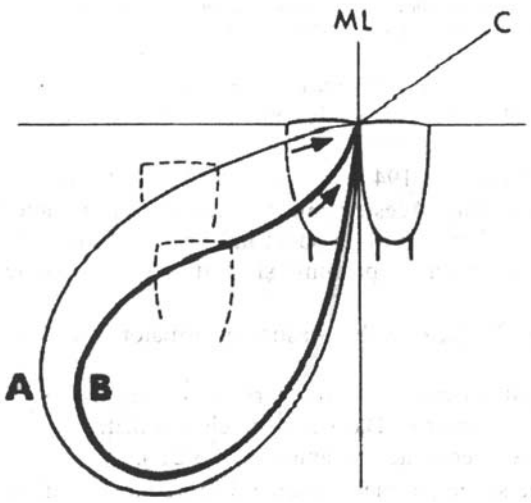


Fig. 3,22. Mişcare masticatorie în plan frontal. Uzura dinților favorizează mişcările orizontale (A). Integritatea morfologica şi poziționalã a caninilor asigură predominenta mişcărilor verticale în faza finală a ciclului masticator (B), cu efect favorabil asupra parodonțiului şi a structurilor dure.

hiperactivitatea

Activitățile funcționale şi cele parafuncționale sunt entități clinice diferite. Primele sunt activități musculare controlate funcțiile desfăşurându-se cu afectare structurală minimă. Datorită reflexelor protectoare, interferențele interdentare au efect inhibitor asupra activității musculare. Astfel activitățile funcționale sunt influențate direct de factorii ocluzali.

Activitățile parafuncționale pare-se că sunt controlate prin alte mecanisme. Interferențele ocluzale în loc de efect inhibitor au acțiune de provocare a activităților parafuncționale.

Rolul interferențelor ocluzale în declanşarea bruxismului rămâne totuşi un domeniu de dispută. Nici susținerea şi nici negarea nu poate fi făcută cu destulă certitudine. Fiecare dintre poziții este susținută cu argumente. Bruxismul exercita un efect destructiv asupra componentelor sistemului stomatognat. 0 primă cauză ar fi

musculară. Forţele care se dezvoltă în bruxism sunt incomparabil mai mari decât în timpul funcţiilor normale. Se apreciază că în timpul zilei în masticaţie şi deglutiţie se dezvoltă 3600 kg/sec/zi. Prin bruxism se dezvoltă 12.200 kg/sec/zi (25).

0 încleştare cu durata de 20-60 sec provoacă durere musculară. Bruxismul *se* exercită absolut inconştient.

Pe lângă mărimea forţelor de contracţie şi durată intervin în acţiunea nocivă şi direcţia forţelor. în masticaţie şi deglutiţie predomină forţele verticale. în frecarea bruxistică a dinţilor solicitările sunt orizontale şi/sau oblice. în orice caz paraverticale, ceea ce solicită mai mult parodonţiul de susţinere şi **ATM.** Contracţia bilaterală într-o poziţie excursivă impune condilului controlateral o poziţie instabilă, care se asociază şi cu dezocluzia dinţilor şi se însoţeşte cu afectare, pe lângă suferinţa articulară. Poziţia excentrică a mandibulei se reflectă şi în paternul de uzură a dinţilor.

0 altă trăsătură a bruxismului este tipul de contracţie musculară. Activitatea funcţionali se desfăşoară prin contracţii musculare ritmice. Contracţia izotonică permite o continuă irigare sanguină. în bruxism contracţia este izometrică, se modifică doar tonusul muscular, circulaţia-sanguină este jugulată, acumularea de metaboliţi intermediari explicând simptomatologia musculară.

Semnele clinice şi simptomele datorate bruxismului sunt: uzura excesivă a dinţilor, hiperestezie pulpară, hipertrofia muşchilor ridicători ai mandibulei, dureri şi disfuncţie **ATM.**

Se descriu două forme de bruxism: **nocturn** şi **diurn.** Există fapte care susţin ipoteza că ***bruxismul nocturn*** este o tulburare de somn corelată cu starea emoţională a individului. S-a demonstrat că la unii indivizi există corelaţie evidentă între evenimentele stressante din cursul zilei şi debutul bruxismului nocturn. în perioada relativ lipsită de stress, activitatea bruxistică nocturnă a diminuat. în plus, profîlul psihologic al celor ce practică bruxismul prezintă tulburări nervoase minore şi un nivel mai mare de ostilitate, anxietate, hiperactivitate şi agresivitate decât profilul celor ce nu prezintă bruxism. Corelarea atributelor emoţionale cu bruxismul nocturn sugerează originea în sistemul limbic. Pledează pentru această ipoteză observaţia că bruxismul se însoţeşte adesea de semne de activitate simpatică crescută: ritm respirator şi cardiac crescut. Hipotalamusul care este parte a sistemului limbic exercită control asupra sistemului nervos autonom.

Bruxismul nocturn se manifestă sub două forme: **încleştare (bruxism centric)** sau **frecarea dinţilor (bruxism excentric).**

Se descrie o anumită corelaţie între fazele de somn şi parafuncţie. Bruxismul apare m faza de trecere de la somnul profund la somnul superficial, în faza mişcărilor rapide oculare (REM). Periodicitatea este de 90 de minute, iar durata pe timpul unei nopţi este de 5-11 minute. Episoadele singulare durează 20—40 secunde.

Activităţile parafuncţionale diurne sunt mai variate. Pe lângă încleştarea şi frecarea dinţilor se pot menţiona obiceiurile orale inconştiente (muşcarea obrajilor, sugerea policelui, obiceiuri posturale neobişnuite), obiceiuri legate de profesie (muşcarea creioanelor, acelor, cuielor, menţinerea de obiecte cu bârbia: telefon, vioară).

Bruxismul diurn este provocat de frustrare, anxietate şi frică.

Bruxismul centric se manifestă ca strângerea cu forţă a dinţilor. Ocazional se observă la persoane care se concentrează sau execută un efort fizic. Maseterii se contractă periodic fără legătură cu ceea ce face mâna.

Aceste activităţi fără obiect (ţin de sistemul reticular) le observăm zilnic: la condusul maşinii, citire, scris, bătut la maşină sau imprimantă, ridicarea unor obiecte grele.

în linii mari există două mecanisme de descărcare a stressului. Primul este extrem. Indivizii care reacționează prin strigăte, care țipă, înjură, lovesc, aruncă obiecte, etc. Sunt indivizi care se calmează prin accese de furie.

Deşi mecanismul extern de descărcare este probabil sănătos, accesul de furie nu este considerat ca un comportament adecvat. Intervine inhibiția impusă de societate. De aceea multe persoane folosesc al doilea mecanism de descărcare, cel intern. Ei reacționează prin ulcer gastric (ulcer de stress), colită, hipertensiune, diferite tulburări cardiace, astm şi un alt semn, adesea neglijat: **activitatea parafuncțională.** Se pare că este mecanismul de descărcare a stressului de departe cel mai frecvent. Hiperactivitatea musculară apare foarte des la cei supuşi la diverşi stressori.

Dar, perceperea stressului, intensitatea lui, variază de la un individ la altul. Ceea ce pentru unii este un stressor, pentru alții nu este. Este greu să se aprecieze intensitatea la un individ dat.

Mecanismul exact prin care stressul emoțional creşte hiperactivitatea musculară nu se cunoaşte în detalii.

3.4. ORGANIZAREÂ OCLUZIEI - GHIDAJUL EXCURSIV AL MANDIBULEI

Pentru realizarea unei armonii funcționale optime, trebuie să se asigure mandibulei condiții pentru a efectua mişcări de alunecare netede, line, funcționale şi dacă se poate şi parafuncționale.

Acest concept implică contacte dentare de ghidare în cursul mişcărilor excursive. Ghidarea este opusul deflecției.

Suprafețele incizale şi ocluzale ale dinților ghidează mandibula în şi din poziție de **IM.**

Ghidajul poate fi asigurat de unul sau mai mulți dinți. Există trei tipuri de ghidaj:

- **ghidaj maxim, cu balans general (bilateral);**
- **ghidaj segmentar sau funcția de grup;**
- **ghidaj canin (unidentar).**

Contactele deflective, numite şi contacte premature sau interceptive, sunt definite ca fiind contacte ocluzale care deviază mandibula de la un traiect normal de închidere sau interferează cu mişcările de alunecare lină a mandibulei şi/sau deflectează poziția condilului, dinților sau protezelor.

Nu există o schemă ideală de ghidaj ocluzal.

3.4.1 OCLUZIA CU BALANS GENERAL

In confecționarea protezelor totale, primii proteticieni au conceput o schemă ocluzală care să asigure contacte ocluzale m toate pozițiile mandibulei, centrice şi excentrice. Acest model ocluzal denumit **articulare balansată,** presupune contacte între dinții maxilari şi mandibulari în,

mişcarea protruzivă, în mişcările de lateralitate, dreaptă şi stângă, bilateral precum şi în poziția centrică. Această modalitate de abordare asigura stabilitate protezelor şi astfel eficiența masticatorie era mai bună. Gnatologii au aplicat inițial acest tip de ocluzie şi la reabilitări de amploare, cu proteze fixe, precum şi la dentiția naturală. Experiența clinică, datele de cercetare i-au convins însă repede să abandoneze această abordare. Cea mai pregnantă consecință a schemei ocluzale a fost uzura exagerată a dinților protetici, suprasolicitarea parodonțiului de susținere şi suferințele **ATM.**

în prezent ocluzia balansată se consideră corespunzătoare doar pentru protezele totale şi protezele parțiale mobilizabile de amploare chiar când dinții antagonişti sunt naturali.

3.4.2. OCLUZIA CU GHIDAJ DE GRUP

In mişcarea de lateralitate mandibula este ghidată din poziția de **IM** în poziția cap la cap de către mai mulți dinți ai părții lucrătoare (inclusiv caninul). Este important să se producă dezocluzia dinților de parte nelucrătoare.

Avantajul acestui tip de ghidaj constă m repartizarea solicitârilor pe o suprafață mai mare, realizându-se protecția parodontală a dinților. Este foarte greu de echilibrat.

In condiții ideale în funcția de grup trebuie să fie inclus caninul, premolarii şi uneori cuspidul mezio-vestibular al primului molar. Contactele situate posterior de jumătatea mezială a primului molar nu sunt de dorit. Solicitarea creşte pe măsură ce se apropie de vectorul forței şi punctul de sprijin.

Ghidajul de grup este acceptat ca un ghidaj fiziologic, funcțional, care face parte din arsenalul ocluziei funcționale. Se preferă contactele dintre cuspizii vestibulari şi nu contactele dintre cuspizii orali.

Nu este obligatoriu ca tipul de ghidaj să fie identic pe cele două hemiarcade.

3.4.3 OCLUZIA CU GHIDAJ CANIN (PROTECȚIE MUTUALĂ)

In mişcarea de lateralitate doar caninul de partea lucrâtoare ghidează mandibula pe tot traiectul. Toți ceilalți dinți vor fi m dezocluzie.

a. Particularitâțile morfologice ale caninului:

- Are rădâcina cea mai lungă dintre toți dinții.
- Osul alveolar din dreptul caninului este special structurat, având o tablă osoasă mai groasă.
- Sensibilitatea proprioceptivă este mai fină şi mai specializată decât la ceilalți dinți.

- Fața palatinală a caninului superior prezintă o creastă de smalț axială (longitudinală), care împarte suprafața în două părți, care servesc de ghidaj pentru dinții inferiori:

• pentru creasta vestibulo-mezială a primului premolar inferior în mişcarea de propulsie a mandibulei;

• pentru cuspidul caninului inferior în mişcarea de lateralitate. Deci caninul participă atât la ghidajul anterior, cât şi la cel antero-lateral. o ***Premizele pentru realizarea ghidajului canin,*** pe care unii îl consideră funcția ideală:

- Caninul superior este distalizat cu jumătate de dinte față de caninul inferior (clasa I-a Angle).

- La nivelul caninilor se realizează contact în poziția de intercuspidare maximă, deci ei pot participa de la început la mişcarea de ghidaj.

- Acoperirea este mai mare la nivelul caninilor decât la nivelul incisivului lateral, premolarilor şi molarilor. Caninul va putea prelua repede mişcarea, înaintea celorlalți dinți.

- Treapta sagitală a caninilor este mai redusă decât cea a incisivilor. Prin urmare caninul va produce dezocluzia incisivilor în lateralitate.

- Incisivii laterali participă adesea la ghidajul canin.

În plus de avantajele morfologice şi poziționale, caninul acționează ca un ruptor natural de stress. După realizarea contactului receptorii parodontali trimit impulsuri la rădăcina, mezencefalică a trigemenului, inhibându-se impulsurile musculare motorii. Reacția este de relaxare a muşchilor ridicători ai mandibulei, prin inhibarea impulsurilor motorii din muşchii ridicători ai mandibulei.

Caninii au un prag de excitabilitate la presiunile laterale mai mic decât ceilalți dinți. Caninii prezintă cea mai mare concentrare de masă neuronală la nivelul câilor ascendente.

Aceste date trebuiesc corelate cu studiile electromiografice care au demonstrat natura inhibitorie a tuturor contactelor interdentare. Cu alte cuvinte, contactele dentare diminuează sau inhibâ activitatea musculară. Răspunsul inhibitor provine de la proprioceptorii şi nociceptorii parodontali.

In acelaşi timp tot prin studii electromiografice s-a sugerat că prezența de contacte oblice (mediotruzive) la nivelul dinților posteriori crește activitatea musculară. Ea este demonstrată, dar nu şi explicatâ. Oricum, aceste contacte trebuiesc evitate, în contextul unei ocluzii functionale. Relațiile excentrice, stabilite în cursul mişcărilor mandibulei, pot fi apreciate mai corect printr-o formulare negativă decât una pozitivă. Astfel, se vor evita contactele posterioare în mişcările protruzive, contactele de partea contralaterală a mişcării de lateralitate şi contactele premature sau neechilibrate de partea în care se execută mişcarea de laterotruzie. Sub acțiunea forțelor mecanice consecințele vor fi destructive- în cel mai fericit caz vor fi tolerate- Adesea prin mecanism de ocolire.

In mişcarea mandibulei cu contact protruziv pot să apară forțe nocive pentru dinți. La fel ca în mişcările de lateralitate, dinții anteriori sunt cei mai indicați să recepteze şi să disipeze aceste forțe. Ca urmare, în protruzie contactul se va realiza la nivelul dinților anteriori şi nu a celor posteriori. Contactul dintre dinții anteriori (ghidajul) va dezarticula dinții posteriori. Contactele protruzive posterioare sunt nocive pentru sistemul stomatognat din cauza mărimii şi direcției forțelor aplicate.

Este evident că dinții anteriori şi posteriori funcționează diferit. Dinții posteriori în funcționalitatea lor suportă forțele rezultate din închiderea gurii. Forțele acționează în axul lung şi sunt eficient disipate. Este consecința poziției în arcada dentară. Dinții anteriori nu prezintâ în arcadă o poziție care să le permită să suporte forțe puternice. De obicei sunt înclinați labial față de direcția de închidere, fiind imposibilă o solicitare axială. în condițiile unor contacte ocluzale

puternice, la închiderea gurii, cu certitudine țesuturile de susținere nu vor rezista şi dinții se vor deplasa labial. Este situația clinică întâlnită în cazul pierderii dinților posteriori.

Dinții frontali, spre deosebire de cei posteriori, se găsesc în poziții corespunzătoare să accepte forțele rezultate din mişcările excentrice ale mandibulei.

Se poate deci preciza că dinții posteriori funcționează eficient în stoparea mandibulei la închiderea gurii, în timp ce dinții frontali funcționează cel mai eficient în ghidajul excursiv al mişcărilor mandibulei. Relația descrisă a fost denumită **ocluzia cu protecție mutuală.**

Mişcările excursive ale mandibulei pot fi prezentate descriptiv, dar nu e voie să fie tratate simplist. înclinarea pantei tuberculului articular al **ATM** şi morfologia suprafețelor orale ale dinților frontali folosesc la ghidarea dezarticulârii dinților posteriori când mandibula este mobilizată excentric din poziția de intercuspidare maximă.

Au fost prezentate cele două modalități de dezocluzie a dinților posteriori. în ocluzia cu protecție canină, dezocluzia se produce îndată ce debutează mişcarea. Cuspizii mandibulari se mişcă printre cei maxilari fără vreun contact interdentar.

In funcția de grup, cuspizii vestibulari ai dinților laterali mandibulari se mobilizează în jos, înainte şi lateral în contact cu versantele interne ale cuspizilor vestibulari maxilari, simultan cu caninul. Se va face însă distincție între contactele ocluzale posterioare şi interferențele din mişcarea de lateralitate a mandibulei.

Uneori apar contacte dentare simultan cu ghidajul anterior care dezarticulează majoritatea dinților laterali. Se observă în cursul mişcărilor protruzive şi antero-laterale şi sunt considerate fiziologice. In schimb contactele dentare posterioare care provoacă dezocluzia dinților anteriori m timpul mişcării excursive sunt m general considerate potențial nocive.

Ocluziile clasice cu protecție canină sau cu funcție de grup adesea nu se regăsesc ca atare în dentațiile naturale. Deşi majoritatea tinerilor şi a adulților tineri au o ocluzie cu protecție canină, **marea majoritate a populației adulte are un amestec de protecție canină şi funcție de grup.** De exemplu, caninul şi molarul secund de partea lucrătoare pot avea contact în timpul mişcării de lateralitatc. 0 altă observație comună este că de partea lucrătoare există o ocluzie cu funcție de grup pe parcursul primilor milimetrii şi apoi pe restul mişcării excursive va fi un ghidaj cu protecție canină. Aceste diferențe trebuie să se reflecte în morfologia suprafețelor ocluzale ale dinților care urmează să fie restaurați. Observarea cu atenție a modalității de contact a dinților adiacenți de obicei poate servi ca ghid practic pentru aprecierea contactelor ocluzale în mişcările de lateralitate.

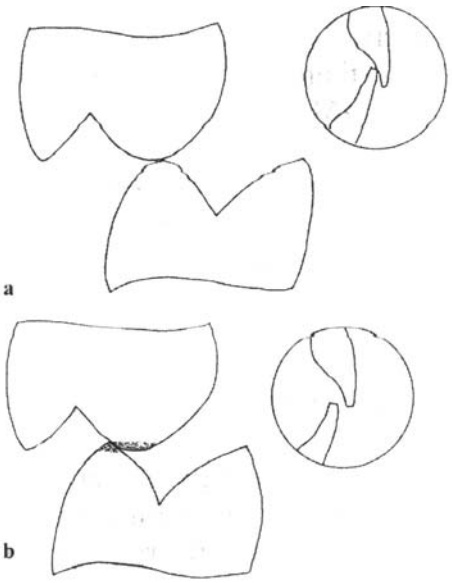


Fig.3.23.întimpulmişcârilorexcursive,contactele ocluzale de partea nelucrâtoare nu trebuie săinterfere cu contactul dinților frontali (a). Interferentele ocluzale de partea nelucrâtoare împiedică contactele dințiior frontaii(b).

Dinții mandibulari care se găsesc la distanță de direcția de mişcare, prezintă, în general, puține contacte ocluzale în mişcarea excentrică. în cazul că se produc, de obicei apar între versantele interne ale cuspidului vestibular la mandibulă şi versantele interne ale cuspidului palatinal la maxilar. Interferențele ocluzale posterioare care produc dezocluzia dinților anteriori se consideră potențial nocive (fig.3.23.). Aceste contacte pot să apară în cursul masticației, în faza de contact interdentar.

În această fază, când viteza de ridicare a mandibulei scade, de obicei contactul interdentar

se produce la nivelul dinților laterali de partea unde se găseşte bolul alimentar. Alteori însâ contactul este de partea opusâ (Dubner).

Ca o concluzie, după inserția lor restaurârile protetice se vor examina cu atenție pentru a depista posibile contacte ocluzale de partea nelucrătoare.

3.5. RELAȚIA CENTRICA ŞI SEMNIFICATIA EI

Relația centrică, ca noțiune fundamentală a sistemului stomatognat, nu poate fi abordată fără a face o scurtă incursiune istoricâ.

Problema poziției centrice a mandibulei a fost discutatâ şi cercetată de peste un secol. Primii proteticieni confruntați cu restaurări protetice la indivizii edentați total au ghidat mandibula în direcție posterioară, într-o poziție simetrică stânga - dreapta pe care au denumit-o **relație centrică.** în această poziție nu este posibilă apariția unei asimetrii medio-laterale (stânga-dreapta).

Noțiunea de **RC** este legată deci de primele concepte despre ocluzia în protezarea totalâ: ocluzia balansată şi articularea balansată. Conceptul de ocluzie balansată, care includea ideea că poziția cea mai posterioară a condililor era poziția funcțională optimă pentru refacerea ocluziei în protezare, s-a extins şi la restaurarea dinților naturali (36). Ideea ocluziei balansate la dinții naturali s-a dovedit a fi incorectâ şi conceptul **RC** ca o poziție funcțională a devenit un subiect controversat.

In timp, a devenit evident că cei mai mulți indivizi, cu dentația naturală, prezintâ o poziție de **IM** care nu este perfect simetricâ, stânga - dreapta şi este situată putin anterior de poziția cea mai posterioară în care a fost ghidată mandibula. Această poziție este relativ centrată, m limitele unei toleranțe biologice scheletice şi funcționale, iar forțele musculare de o parte şi alta, în intercuspidare maximă sunt balansate.

Aplicarea conceptului centricității mandibulei şi ocluziei balansate la restaurarea dinților naturali s-a continuat până în anii 1960. A persistat însâ credința că pentru o funcționare optimă, **IM** trebuie să se producă atunci când condilii sunt în poziția cea mai retrudată în cavitățile glenoide.

La sfârşitul anilor 1970 premizele poziției celei mai posterioare s-au schimbat şi a fost acceptatâ propunerea lui Dawson pentru definirea poziției condililor în cavitățile glenoide, cel puțin de către unele grupări gnatologice. Schimbarea concepțiilor se reflectâ în Glosarul de Termeni Protetici, unde termenul de **RC** este redefinit de la o ediție la alta.

Termenul de referință pentru „centricitatea mandibularâ" era poziția condililor în cavitățile glenoide. Toate celelalte componente ale sistemului masticator, mai ales ocluzia, trebuiau să reflecte această ideologie. Până m anii 1980 poziția considerată idealâ pentru condili în cavitățile glenoide (din punct de vedere gnatologic) era poziția cea mai posterioară. Realizarea practică a poziției s-a crezut a fi axa transversâ orizontală (balama) de la care „rotația pură" ar putea fi transferată la un articulator corespunzător

Poziția axei transverse orizontale a fost identificatâ, la un moment sau altul, cu poziția.

centricâ sau relaţia centricâ. Gysi, la începutul secolului, a folosit teoria şi practica „traiectului arcului gotic (vârful săgeţii)" la cazurile de edentaţii totale ca punct de plecare pentru mişcările de alunecare laterală a mandibulei. Pentru grupul Mc Collum vârful săgeţii era adevărata **RC.** S-a mai folosit acest reper şi în conexiune cu ocluzia centrică, poziţia centrică, adevărata relaţie centrică, ocluzia terminală, etc.

Relaţia centrică fiind o poziţie limită a articulaţiilor nu poate fi considerată o poziţie funcţională. Prin urmare nu poate fi considerată un punct final pentru închiderea gurii în intercuspidare maximă. Obiectivul coincidenţei reflectă idei care au fost transferate la dentiţia naturală din arsenalul conceptelor ocluzale ale protezărilor totale, a ocluziei balansate.

Observaţia lui Posselt că **RC** este o poziţie limită care în ocluziile normale adesea nu coincide cu ocluzia centrică a fost doveditâ şi cu teste controlate. Atât poziţia forţată, cât şi cea neforţată sunt poziţii limită. Diferenţa între ele este de doar fracţiuni de milimetru.

Deşi observaţiile lui Posselt contrazic conceptul fiziologic al coincidenţei dintre **RC** şi **IM** m restaurările protetice, a restaurării ocluziei de **RC** într-o poziţie limită, abia prin anii 1970 s-au formulat rezerve faţă de acest concept. S-a demonstrat cu ajutorul biotelemetriei că relaţia centrică nu este o poziţie funcţională importantă pentru masticaţie şi deglutiţie.

Conceptul gnatologic că **RC** este o poziţie de solicitare şi de aceea ocluzia centrică trebuie să se producă în **RC** nu este susţinută de datele actuale.

Moller a demonstrat că în cursul masticaţiei activitatea tonică maximă se produce înainte de a se realiza contacte dentare.

Relaţia centrică este o poziţie convenabilă pentru protetician, ca o poziţie folosită pentru **IM,** dar nu realizează optimumul fiziologic (Celenza).

Ocluzia de relaţie centrică este legată de poziţia retrudata a mandibulei, de poziţia „cea mai posterioară". Mai mult de 5 decenii **RC** a fost poziţia preconizată de către gnatologi şi practicată de către clinicieni.

Trecerea la un nou concept, la noi definiţii se loveşte de unele dificultăţi, generează confuzii. Poate fi considerată ca o judecată de atitudine afirmaţia lui Celenza „ relaţia centrică poate fi considerată mai degrabă un mijloc spre un final decât o pozitie cu capacităţi terapeutice". Cu alte cuvinte, restaurarea într-o poziţie limită (sau relaţie centrică) nu este recomandabilă.

Definiţia **RC** este din pâcate în continuă schimbare. Modificările sunt legate de îmbunătăţirea tehnicilor de ghidare a mandibulei şi de noile cunoştinţe cu privire la poziţia anatomică şi fiziologică a condilului.

In esenţă **RC** poate fi definită din punct de vedere anatomic, ortopedic şi operaţional.

Definiţia anatomică este conceptul dentar tradiţional al relaţiei optime a mandibulei fată de craniu. **RC** este relaţia dintre maxilar şi mandibulă în care condilii articulează cu porţiunea cea mai subţire, avasculară a discului corespunzător, iar ansamblul condilo-discal se găseşte în poziţie antero-superioară pe panta tuberculului articular (Glosar 1999).

Definiţia ortopedică a RC se bazează pe un concept de medicină fizică al raporturilor strânse dintre condil, disc articular şi cavitate, determinate de către muşchii ridicători ai mandibulei în timpul funcţiei (de ex. compresiunea sau solicitarea funcţională a structurilor articulare în cursul masticaţiei şi deglutiţiei).

Raporturile strânse dintre structurile componente ale articulaţiei se consideră a fi corecte atât fiziologic, cât şi biomecanic.

Examenul tomografic a relevat la indivizi asimptomatici variaţii mari în poziţia condilului. Această definiţie funcţională poate fi considerată mai corectă decât una bazată pe relaţii anatomice, care nu pot fi demonstrate (Mc Neill).

A treia definiție, cea mai operațională, se bazează pe conceptul că pentru a realiza un tratament ocluzal precis şi complex din punct de vedere tehnic este avantajos să se folosească o poziție limită a mandibulei, ca cea descrisâ de către Posselt.

Relația centricâ sau poziția retrudată de contact este independentă de contactul dentar şi se determinâ prin manipularea mandibulei într-o mişcare pură de rotație în jurul axei transverse orizontale. Axa balama este o linie imaginară care uneşte centrele de rotație ale condililor. Este constantă în raport cu mandibula şi se mişcă o data cu translația condilului.

Mandibula este ghidată (manipulată) într-o direcție retrudată în timp ce este sprijinită, în direcție superioară, la nivelul gonionului. In acest fel se favorizează stabilizarea condililor în poziția cea mai antero-superioarâ pe panta posterioară a tuberculului articular.

Pentru a evita orice confuzie, această poziție retrudată de contact nu se va confunda cu pozitia cea mai retrudată a condilului, care nu este considerată o pozitie fîziologică (fig-3.24.).

Avantajul operațional al **RC** este acela că dă posibilitatea clinicianului să inițieze tratamentul dintr-un punct de plecare cunoscut şi să evalueze progresele şi finalizarea tratamentului în raport cu acel punct de plecare.

Semnifîcația climcâ a axei balama constă în posibilitatea de a transfera axa orizontală de închidere a pacientului pe un articulator. Astfel se poate reproduce relația mandibulară în laborator şi m anumite limite să se modifice **DVO.**

Deoarece poziția retrudată de contact sau poziția de **RC,** ca poziție de referință, este determinată prin manipularea mandibulei de către clinician, este supusâ unor critici. Oponenții tehnicii consideră că intervin variabile legate de operatori. S-a demonstrat însă că tehnica poate fi relativ uşor standardizată în practică.

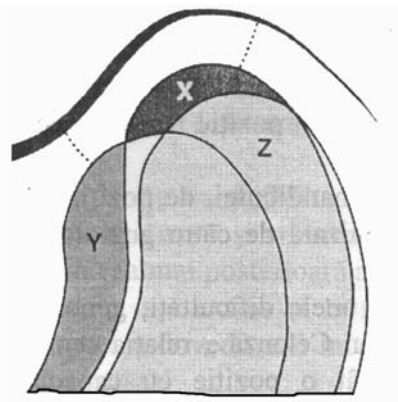


Fig. 3.24. Condilul trebuie poziționat în poziția cea mai antero-superioarâ sau superioară (X). Nu este indicatâ nici pozitia cea mai retrudată (Z) şi nici varianta pe panta tuberculului articular (Y) deoarece sunt poziții mai puțin stabile ortopedic şi clinic mai puțin reproductibile.

Aplicarea clinică a abordării operaționale pentru determinarea unei poziții de referință reproductibile este simplă, ieftină şi fiziologică.

Una din tehnicile de manipulare cu cea mai mare reproductibilitate este tehnica bimanuală a lui Dawson.

Pentru localizarea şi înregistrarea **RC** se folosesc şi dispozitive anterioare de deprogramare şi reprogramare a contracției musculare (dispozitiv cu folii, sau din acrilat - „Jig"). Se crede că astfel condilii se poziționează corect.

Importanța clinică a metodei de ghidaj, instrumental sau manual, dacă este executată corect se pare că este nesemnificativă (Hobo şi colab.). In cavitatea glenoidă există un spațiu „tampon" de 0,3mni între condil şi cavitate.

Localizarea corectă a axei transverse orizontale a rotației mandibulei este unul dintre cele mai disputate domenii şi rămâne una din problemele nerezolvate ale diagnosticelor funcționale instrumentale. Eroarea m determinarea cinematică a axei balama este de l,7mm sau cu o metodă electronică de 0,5mm. Ea este supusă modificării şi erorii.

In corelație cu poziția de referință descrisă ca **RC** în literatura de specialitate se vehiculează cele de **„long centric"** şi **„point centric".**

Libertatea în centric. Concepul „libertății în centric" pledează pentru libertatea mandibulei să închidă gura în intercuspidare maximă în relație centrică (ocluzia de relație centrică) anterior de ocluzia de relație centrică (poziția de intercuspidare maximă, ocluzia centrică habituală sau dobândită) sau puțin lateral şi anterior de contactele ocluzale. In acest

concept „există o zonă plată în fosa centralâ care permite cuspizilor antagonişti un grad de libertate în mişcările excentrice, fără a fi influenţate de pantele cuspidiene"(35). în tratamentele restauratoare pentru libertatea în centric se foloseşte termenul *long centric* (Dawson) şi va fi mai mic de 1 mm (de ex.0,5mm) anterior de **RC.**

Point centric. în decursul anilor, în funcţie de definirea poziţiei condiliene optime, s-a propus ca prin ghidaj manual sau dentar condilii să se poziţioneze în cavitatea glenoidâ în poziţia cea mai posterioarâ exact în momentul când se produce **IM** a dinţilor (în poziţia retrudatâ de contact). Acest concept a fost *numit point centric.*

în **long centric** cuspizii de sprijin realizează contact cu suprafeţe netede, preparate pe dinţii restauraţi, nu doar în poziţia de **RC** a condililor, ci şi uşor anterior de **RC.** în conceptul **point centric-ului** cuspizii de sprijin fac contact ocluzal, într-un punct, când condilii sunt precis în **RC.** Dimensiunea anterioară a point centric-ului este zero, iar conceptul „centricităţii mandibulei'" poate fi formulat în următorii termeni:

- Intercuspidarea maximă trebuie să se producâ m poziţia de contact ocluzal de **RC.**
- Contactul simultan al tuturor dinţilor trebuie să se producă în **RC,** la închiderea gurii.
- Toate mişcările de închidere şi deschidere a gurii trebuie să se producă înspre sau dinspre poziţia de intercuspidare ocluzală cu mandibula în poziţie de **RC.**

După ce s-a renunţat la extrapolarea conceptului ocluziei balansate la arcadele naturale, s-a pus accentul pe ocluzia cu protecţie canină şi „tripodizarea" raportului dintre cuspid şi fosă. Restaurările gnatologice s-au complicat deoarece cele 187 de contacte ocluzale trebuie să se producă simultan, în **RC,** la închiderea gurii în poziţie ocluzală de **IM.**

Pentru partizanii conceptului de point centric toate criteriile diagnostice şi obiectivele terapeutice sunt construite în jurul poziţiei limită de relaţie centrică. Sensul poate fi lârgit cu ideea matematicâ şi statisticâ de dispersie a punctelor în jurul punctului teoretic al axei de rotaţie a condililor în relaţie centricâ (Ash).

Rezumând cunoştinţele actuale şi rolul relaţiei centrice m activitatea clinică:

- Poziţia de **RC** este poziţia de la care pornim când facem echilibrări ocluzale, când căutăm să depistâm contacte premature, interferenţe.
- în reabilitâri protetice de amploare prognosticul depinde de capacitatea medicului de a înregistra **RC.**
- Definiţia veche, „poziţia cea mai înaltă, cea mai retrudată şi neforţată a condililor în cavitatea glenoidă", este anacronică, iar aplicarea în practică are consecinţe nefaste.
- Din defînţia actuală rezultâ următoarele:
    - Poziţia de **RC** se obţine clinic atunci când mandibula este direcţionată superior şi anterior şi se limitează la o mişcare pură de rotaţie în jurul unei axe transversale orizontale.
    - **RC** se poate stabili la variate dimensiuni verticale de rotire a mandibulei, precedând orice translaţie a condililor.
    - **RC** implică o poziţie stabilizatâ a ansamblului condilo-discal ce poate fi înregistrată.
    - **RC** este considerată o poziţie limită, care este stabilă şi reproductibilă, poate fi corelată cu axa transversală a mandibulei, constituie un element de referinţă pentru transpunerea arcadelor m articulator.
    - Condilii sunt traşi în axa balama terminală de către muşchii ridicători ai mandibulei.
    - In poziţia de **RC** nu există contacte interdentare.
    - Poziţia de **RC** nu coincide cu **IM.** Doar când cele două coincid vorbim de ocluzie de **RC.**

- Pentru a putea obține poziția de **RC** trebuie să existe o relaxare completă a ambilor mușchi pterigoidieni externi, să nu existe edem intraarticular sau contacte ocluzale deflectorii.

3.6. INTERCUSPIDAREA MAXIMA ŞI STABILITATEA OCLUZALĂ

Se descriu trei relații intermaxilare care se folosesc clinic ca poziții de referință:
— poziția de intercuspidare maximă;
— poziția miocentncă;
— relația centrică.

Poziția de intercuspidare maximă este cea mai reproductibilâ poziție de referință. Este poziția de contact interdentar în care mușchii ridicători ai mandibulei realizează contracție maximă. Poziția de **IM** a fost definită „ca o poziție ocluzală a mandibulei m care se produce o intercuspidare completă a dinților antagoniști independent de poziția condililor".

Poziția de **IM** este determinatâ morfologic de forma şi localizarea dinților, de mecanismul senzorial parodontal prin intermediul proprioceptorilor şi de către memoria ocluzală întărită prin contacte ocluzale. Inputul senzorial permite ca mandibula să deschidă şi să închidă gura rapid şi repetat în aceeaşi poziție.

Pentru a preveni devierea mandibulei şi consecutiva afectare a uneia sau a ambelor articulații temporomandibulare, se impune ca m poziție de **IM** să se stabilească contacte ocluzale simultane bilaterale.

Una din caracteristicile ocluziilor funcționale este asigurarea unei poziții centrice de stabilitate maximă cu o suprafață de contact minimă.

Din punct de vedere fiziologic stimularea mecanoreceptorilor din spațiul priodontal este importantă pentru inhibarea contracției mușchilor ridicători. Se previne astfel solicitarea mecanică nedoritâ din cursul fazei izometrice. în plus, mecanoreceptorii parodontali se consideră activi în mecanismul de feedback pozitiv care contribuie la sensibilitatea musculară şi poziționalâ prin intermediul nucleilor senzitivi din sistemul nervos central. Este important să existe un număr egal de contacte bilaterale, pentru că input-ul pozitiv şi fondul neuronal (neuron pool) să nu fie supraîncărcat într-o parte. Armonia şi egalitatea sunt caracteristici ale poziției de intercuspidare.

Poziția centrică este determinată prin contribuția a trei elemente majore: **ATM,** mecanismele neuro-musculare şi unitățile dentare. Cu ajutorul controlului şi coordonării nervoase se realizează mişcările line, ritmice şi ciclice ale mandibulei. Constituie baza fiziologică a funcției mandibulare şi împreună cu formele mecanice ale suprafețelor dinților determinâ poziția finală şi stabilitatea sistemului stomatognat.

Stabilizarea maximă este obținutâ m poziția de **IM,** fapt atestat de activitatea musculară maximă în cursul încleştârii dinților.

Poziția de **IM** este poziția stabilității maxime pentru elementele de bază ale sistemului şi nu este localizată într-o poziție limită a condililor.

Un procent redus de indivizi (±10%) prezintă poziție identica în **IM** şi RC.Marea majoritate a indivizilor prezintă o diferență ce variază între 0,1-1,5 mm între poziția de relație centricâ şi cca de intercuspidare maximă. Diferența sau deplasarea, de obicei denumită alunecare în centric sau discrepanță centrică, se produce în toate cele trei planuri (vertical, orizontal şi transvers).

Precizia poziției este mai importantă decât poziția (Celenza).

Există trei tipuri de contacte intercuspidiene:

- contacte de intercuspidare maximă;
- contacte de ghidaj excursiv;
- contacte deflectorii.

Distribuția simetrică a contactelor centrice m poziția de intercuspidare este necesară pentru a asigura stabilitate maximă şi distribuire optimă a forțelor ocluzale. Se asigură astfel şi sprijinul major pentru **DVO.**

Numărul de contacte în poziție de **IM** este în jur de şapte contacte bilaterale, cu încărcarea mai mare a molarilor decât a premolarilor, care la rândul lor sunt mai încărcați decât caninii.

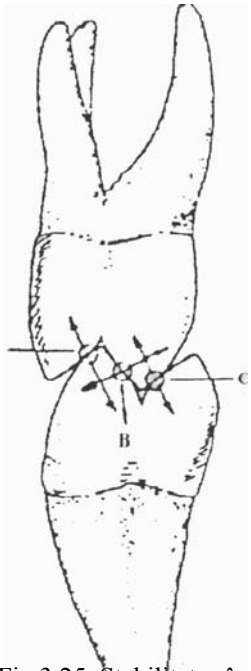


Fig.3.25. Stabilitatea în plan vestibulo-oral este asigurata prin contacte simultane ale cuspizilnr de sprijin (A,B.C).

Numârul contactelor poate fi crescut prin muşcarea cu forță sau încleştarea dinților în poziție de **IM.** Variații în numărul şi localizarea contactelor ocluzale se produc zilnic datorită modificărilor în activitatea musculară, ca un rezultat al stressului fizic şi mental. Contacte dentare se produc primar în **IM** în timpul masticației şi deglutiției şi uneori m poziție retrudată m deglutiție.

Contactele în **IM** ajută la distribuirea egalâ a forțelor masticatorii asigurând stabilitate maxima pentru dinți şi articulații.

Stabîlitatea ocluzală menține musculatura masticatorie în funcție, permițând sistemului masticator să-şi îndeplinească sarcinile funcționale. Cea mai bună stabilitate ocluzală se obține cu mandibula m poziția de **IM.**

Stabilitatea ocluzală a fost definită ca **„egalizarea contactelor care previn mişcarea dintelui după închiderea gurii".**

Definiția sugerează că dinții ar trebui să aibe cuspizi şi fosete şi o relație intermaxilarâ a arcadelor dentare în care suprafețele ocluzale ale dinților sunt în intercuspidare pentru a rezista la forțele fiziologice vestibulare şi orizontale care se exercită asupra lor (fig. 3.25. şi 3.26.)

Majoritatea autorilor este de pârere că fortele ocluzale în poziție de intercuspidare maximă sunt direcționate în axul lung al dinților.

Stabilitatea ocluzală se obține prin contacte multiple, Simultane, egale Şi Simetrice, realizate pe o suprafață cât mai mică. Nu este

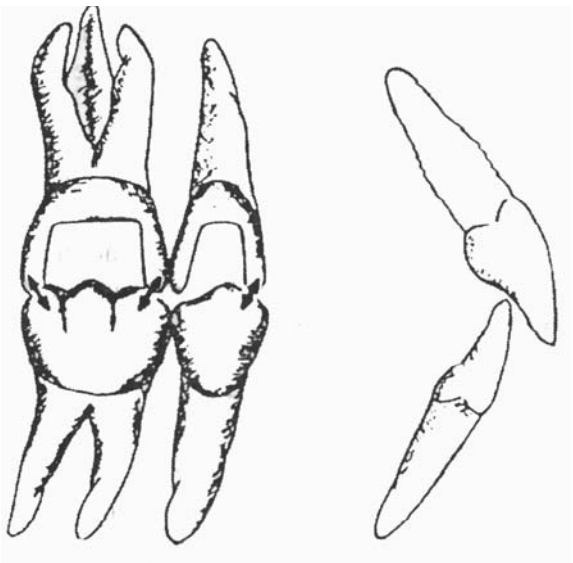


Fig.3.26.Contacte ocluzale simultane care asigură stabiliatea în pian sagital.

important numărul real al contactelor, ci simetria lor. Numai cu aceasta condiţie se asigură stabilitatea mandibulei şi echilibrul muscular. Numărul contactelor depinde de tipul de înregistrare utilizat.

Suprafaţa de contact în **IM** la indivizi adulţi sănătoşi şi cu arcade integre este 0,5 la 2,0 cm^2. Primul şi al doilea molar au cele mai frecvente contacte ocluzale.

La majoritatea indivizilor poziţia de **IM** diferă uşor de **RC** şi implicit de ocluzia centrică. De aceea restaurările în **RC** trebuie limitate la acele situaţii clinice la care nu se poate preciza poziţia de **IM** sau poziţia mandibulei în **IM** nu este biologic centrată, aşa cum rezultâ din observaţia clinică.

Pentru înregistrarea relaţiilor intermaxilare când poziţia de **IM** nu este acceptabilâ se recurge la poziţia de referinţă a mandibulei faţă de craniu, care este poziţia de **RC** şi care este reproductibilă.

3.7. INTERFERENTELE OCLUZALE

Interferenţa ocluzală este un contact ocluzal care interferă semnificativ cu funcţia sau parafuncţia. Este o definiţie operaţională pentru tratament, care implică existenţa unor semne ale interferenţei cu funcţia sau parafuncţia.

Contactul prematur este un termen generic care se referă la acele contacte ocluzale care opresc prematur închiderea gurii, într-o poziţie de contact ocluzal acceptabil, în relaţie centricâ, intercuspidare maximă, precum şi în poziţii funcţionale de lateralitate, de partea lucrătoare sau nelucrătoare. Contactul poate sau nu să interfere cu funcţia sau parafuncţia. Contactele premature nu interferă obligatoriu cu funcţia şi parafuncţia şi nu cauzează disfuncţie (de ex. ocluzie traumaticâ) dacă intervine o adaptare funcţională sau structurală eficientă.

Evitarea lentă a unei interferenţe prin adaptare structurală (de ex. mobilizarea dintelui) se produce cu simptome trecătoare.

Adaptarea funcţională la contactele premature (de ex. reprogramarea învâţată a mişcărilor mandibulei) poate să se reflecte doar m râspunsul muscular de a preveni închiderea gurii pe un contact prematur în RC.

Clinicienii pot simţi efectul acţiunii musculare reflexe asupra mandibulei când muşchii masticatori sunt relaxaţi. Când mandibula este ghidată în ocluzie de **RC** pe un contact prematur, componenta verticală a alunecării în centric este semnificativ mai mare ca cea orizontală.

In jur de 90% din indivizii tineri sănătoşi prezintă o diferenţă în jur de 1 mm între **RC** şi **IM** (29). Ca urmare se poate sconta ca cei mai mulţi adulţi tineri să aibă contacte premature în **RC.** Dar nu toate contactele premature vor interfera suficient cu funcţia pentru a cauza disfuncţie. Identificarea acelor contacte premature care cauzează disfuncţie necesită o depistare corespunzătoare, deşi certitudinea diagnostică nu este întotdeauna posibilă.

Contactele premature iatrogene sunt de obicei cel mai uşor de asociat cu disfuncţia.

Conceptul etiologiei ocluzale a microtraumatismelor articulare şi parodontale este plauzibil, dar m prezent şlefuirea ocluzală profilactică nu este considerată indicatâ. Asocierea

dintre ocluzie şi tulburârile (disfuncţiile) temporomandibulare şi musculare şi cele parodontale continuâ să fie controversatâ (27).

Contactele premature iatrogene în ocluzia centrică pot fi de obicei identificate ca interferenţe ocluzale active şi pot fi implicate în trauma ocluzală. Pacienţii de obicei percep foarte repede contactele premature în ocluzie centrică induse de noile restaurări. Ei acuză că „dinţii sunt înalţi", „este dureroasă muşcarea pe dinte", „mă dor articulaţiile", etc. Disconfortul se poate manifesta şi ca dureri faciale.

Contactele premature în **RC** şi cele de partea lucrâtoare şi de balans, pot proveni din cauze naturale (creşterea maxilarelor şi erupţia dinţilor) sau din cauze dobândite, cel mai frecvent restaurări, extracţii, dispozitive ortodontice.

Simptomele disfuncţiei cauzate de interferenţele ocluzale iatrogene pot fi uneori asociate cu inserarea restaurării. în astfel de situaţii, şlefuirea ocluzală sau îndepărtarea restaurârii vor avea ca rezultat suprimarea rapidă a simptomelor. Simptomele musculare dispar mai repede (în 5-7 zile) decât cele care provin de la articulaţiile temporo-mandibulare (în săptămâni şi luni), mai ales atunci când articulaţiile au fost compromise înainte de tratamentul restaurator. Suprimarea simptomelor articulare, după şlefuirea selectivă motivată, se datorează asigurârii unei libertâţi mai mari de mişcare. Cu alte cuvinte ansamblul condilo-discal se poate plasa în cavitatea glenoidâ în multiple poziţii atraumatice, mai favorabile. Este vorba de modificarea poziţiei cu fracţiuni de milimetru.

Când mandibula este ghidată corect în **RC** şi un contact prematur împiedicâ **IM,** contactul prematur în centric nu poate fi considerat operaţional ca o interferenţă ocluzală fără să se determine că interferă cu funcţia sau parafuncţia.

In studiile epidemiologice, în care se fac corelaţii între interferenţele ocluzale şi disfuncţii, adesea toate contactele premature în centric (sau alte poziţii) sunt contabilizate ca fiind interferenţe ocluzale chiar în absenţa datelor care sa ateste că sunt interferenţe la funcţie sau disfuncţie. .

Aprecierea tuturor tipurilor de contacte premature ca fiind interferenţe ocluzale are ca rezultat „înecarea" datelor reale ca date fals - negative şi contribuie la controversa legată de rolul interferenţelor ocluzale în disfuncţie (2).

în decursul anilor s-au formulat multiple concepte ocluzale. Ele nu pot da întotdeauna răspuns la problematica pacientului, ca individ. Conceptul bazat pe rolul interferenţelor ocluzale are o sferă mai largă de aplicabilitate.

Interferenţele ocluzale ca atare nu determinâ disfuncţie musculară. Stressul în sine nu cauzează disfuncţie musculară. Dar în diverse combinaţii interferenţele ocluzale şi stressul pot cauza hiperactivitate musculară şi disfuncţie musculară. Intricarea unei minime interferenţe ocluzale cu un factor stress, care este dominant, ridică cele mai dificile probleme de tratament.

Pentru a proteja dintele se instalează reflex un traseu de evitare, care implică hiperactivitate musculară. Evoluţia poate fi spre disfuncţie şi apariţia de mişcări necoordonate.

Interferenţele pot apărea în diversele mişcări ale mandibulei. Se descriu patru tipuri de interferenţe ocluzale:

Interferenţa centrică apare la închiderea gurii în **IM.** Traiectul mandibular deviazâ m direcţie anterioară şi/sau laterală (fig. 3.27.).

Interferenţa de partea lucrătoare apare între dinţii laterali de pe cele două arcade de partea spre care se produce mişcarea mandibulei. Contactul poate fi considerat interferenţă doar dacă va determina dezocluzia dinţilor anteriori (fig. 3.28.).

Interferenţa de partea nelucrătoare este reprezentată de contactul dintre dinţii posteriori antagonişti de partea nelucrâtoare. Se consideră că potenţialul destructiv se datorează

modificării pârghiei mandibulare, direcţionarea de forţe în afara axului lung al dinţilor, destrămarea funcţiei musculare normale (fig. 3.29.).

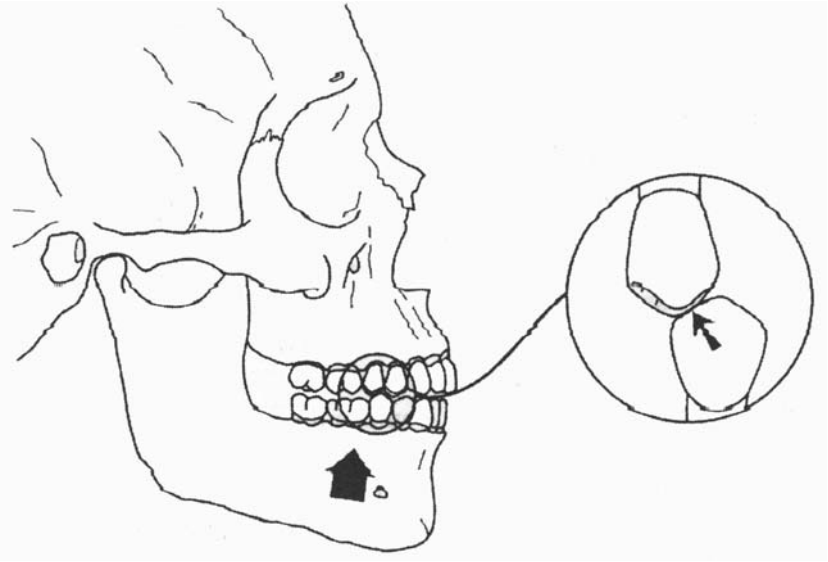


Fig. 3.27. Interferenţa ocluzală centrică poate apare la închiderea gurii între versantele meziale ale cuspizilor maxilari şi versantele distale mandibulare- Ca urmare, mandibula este deviata anterior (după Shillingburg).

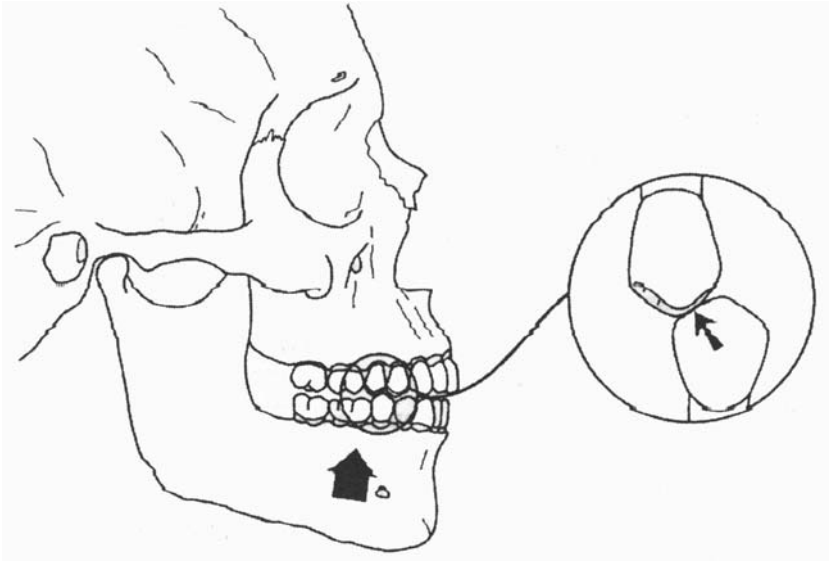


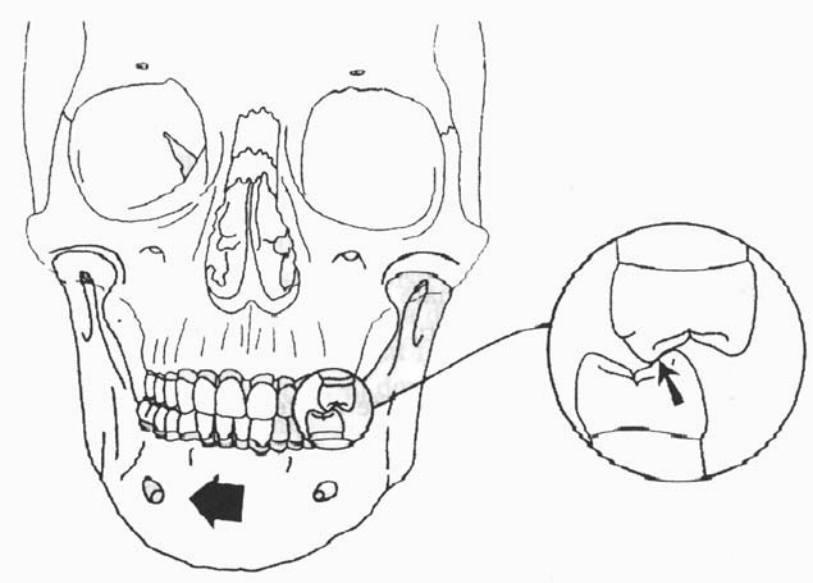
Fig. 3.28. Interferenţa de partea nelucrătoare se poate produce între versantele cuspidiene maxilare orientate spre palatinal şi versantele cuspidiene mandibulare orientate spre vestibular (după Shillingburg).

Interferenţa protruzivă apare în urma contactelor premature dintre faţa mezială a dinţilor laterali mandibulari şi faţa distală a dinţilor laterali maxilari. Poziţia dinţilor implicaţi, în vecinătatea muşchilor ridicători ai mandibulei, precum şi direcţia oblică a vectorului forţei explică potentialul destructiv al contactului prematur. Incizarea alimentelor va fi şi ea îngreunată (tig.3.30.).

In protezârile parţiale fixe (pe dinţi sau implante) pentru a preveni interferenţele ocluzale se poate formula următorul ghid sintetic:

RC —> IM: Alunecarea să se facă sagital, în linie dreaptă, ghidată de mai mulți dinți şi să fie scurtă (0,2mm).

De partea nelucrătoare să nu se producă contacte interdentare la nivelul restaurărilor.



Ftg. 3.29. Interferența de partea nelucrâtoare rezultâ din contactul dintre versantele cuspidiene maxilare orientatc vestibular şi cele mandibulare orientate oral (după Shillingburg).

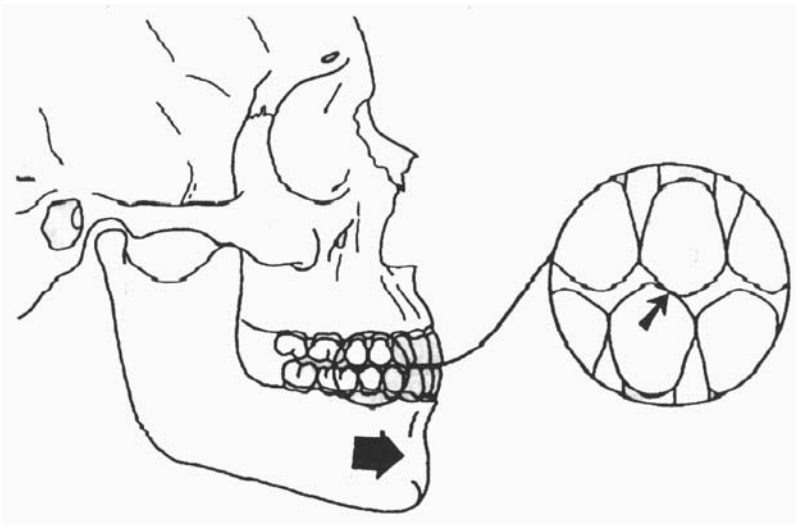


Fig.3.30. Interferența protruzivâ apare când în mişcarea protruzivâ se produce coliziunea între versantele distale ale lateralilor maxilari şi versantele meziale ale lateralilor mandibulari (după Shillingburg).

• De partea lucrătoare să nu se producă contacte la nivelul dinților posteriori. Deşi se vorbeşte de un ghidaj de grup, solicitările laterale pot cauza descimentarea restaurării prin inducerea de forțe tensionale.

• în mişcarea protruzivă să nu apară contacte distale.

• Să se conformeze un ghidaj canin concav, nu prea adânc, de partea lucrătoare.

3.8. OCLUZIE NORMALĂ, OCLUZIE FUNCȚIONALA, OCLUZIE IDEALĂ

Ocluzia poate fi definită ca relația dinamică morfologică şi funcțională dintre toate componentele sistemului stomatognat - dinți, parodonțiu, sistem neuromuscular, articulații temporo-mandibulare şi scheletul cranio-facial (22).

Ocluzia normalâ

Descrierea parametrilor ocluziei normale de obicei se referă la satisfacerea unor valori standard folosite ca elemente de referință pentru a stabili dacă o ocluzie poate fi considerată sau nu normalâ.

Descrierea ocluziei normale pe lângă că este foarte complexâ este şi controversatâ. Este dependentâ de opinii de autor.

Normalul implică de obicei **absența bolii,** iar valorile normale ale unui sistem biologic sunt cuprinse în limite fiziologice de adaptare. Prin urmare ocluzia normală trebuie să se refere la mai mult decât un interval de valori anatomice acceptabile. în plus, trebuie să se refere şi la capacitatea de adaptare fiziologică şi absența unor evidențiabile manifestâri patologice.

Un atare concept al ocluziei normale pune accentul pe aspectul funcțional al ocluziei şi pe capacitatea sistemului stomatognat de a se adapta sau de a compensa anumite abateri, în limitele toleranței sistemului.

La nivelul dentiției există o adaptare funcțională la uzura moderată a dinților.

Sistemul neuromuscular prezintă şi el potențiale mari de adaptare la imperfecțiuni. Dar capacitatea de adaptare depinde în mare măsura de pragul de excitabilitate a SNC, care la rândul lui este influențat de tensiunile psihice şi de stress.

în ultimă instanță, relația intimă dintre sistemul nervos periferic şi SNC este unul din cei mai semnificativi factori în studiul ocluziei (31).

Ocluzia unui subiect poate fi analizată din două puncte de vedere:

1. Ocluzia anatomică, evidențiată la examenul relațiilor funcționale ale sistemului masticator;

2. Felul în care reacționează mecanismul neuromuscular al subiectului la raporturile sale ocluzale. Poate fi vorba de durere, disconfort sau chiar senzația unei modificări supărătoare a ocluziei la care individul nu se poate adapta.

Adesea demarcarea dintre adaptare şi neadaptare depinde de nivelul de stress, care totuşi este o imponderabilă In prezent dominâ conceptul ocluziei individuale dinamice. Această viziune se centrează pe sănătatea şi funcția sistemului masticator şi nu pe o anumită confîgurație ocluzală specifîcă (31). Dacă structurile sistemului masticator fiincționează eficient fârâ semne de patologie, confîgurația ocluzală se consideră a fi fiziologică şi acceptabilă indiferent de contactele interdentare. Clinicianul nu va interveni m astfel de situații..

Ocluzia fîziologică

Ocluzia fiziologică reflectă un echilibru dintre stressori şi capacitatea de adaptare a țesuturilor de susținere, muşchii masticației şi **ATM.** Este ocluzia care nu necesită tratament dentar chiar dacă ocluzia ca atare nu satisface clinic canoanele ocluziei „ideale". Variațiile structurale şi morfologice, în condițiile unei ocluzii fiziologice nu justifică etichetarea lor de

„malocluzii", deci de boală. Variațiile morfologice sunt foarte obișnuite şi reprezintă norma. Preconcepțiile asupra idealului se referă la idealul morfologic şi nu cel funcțional.

Țesuturile sistemului stomatognat au capacitatea de a se adapta mediului. Clinicianul trebuie să fie foarte prudent să nu întrerupă acest echilibru funcțional. Pierderea capacității de adaptare şi boala pot modifica caracterul ocluziei în ocluzie nefiziologică (traumatică, patologică).

Chiar dacă raporturile ocluzale şi maxilare nu corespund concepției clinicianului despre o „ocluzie optimâ", s-ar putea ca țesuturile sistemului stomatognat să fi realizat un echilibru stabil, funcțional, sănătos şi confortabil. A impune pacientului modifîcări ocluzale bazate pe conceptul clinicianului despre un raport structural şi/sau funcțional „ideal" este necorespunzâtor.

Ocluzia fiziologică poate fi defniitâ ca fiind ocluzia m care există un echilibru funcțional sau stare de homeostazie între toate țesuturile sistemului masticator. Pentru a se menține, trebuie redusă incidența factorilor patogeni, care ar putea destrăma echilibrul.

Cerințele ocluziei funcționale optime au fost rezumate de Okeson în 5 puncte (25). Este vorba de sintetizarea acelor condiții care s-au dovedit a fi cel mai puțin patogene la cei mai mulți pacienți, pe durata mai lungă de timp.

1. Lâ închiderea gurii, condilii se găsesc în poziția lor cea mai superioară şi anterioara, în raport cu versantele posterioare ale tuberculilor articulari, discul articular fiind interpus corespunzător.

Este poziția musculo-scheleticâ stabilă. în această poziție există contacte egale şi simultane a tuturor dinților posteriori. La nivelul dinților frontali contactul este mai slab decât la nivelul dinților laterali.

2. Contactele ocluzale asigură transmiterea forțelor în axul lung al dinților.

3. în mişcarea de lateralitate există ghidaj dentar de partea lucrătoare şi dezocluzia imediată de partea nelucrătoare. Ghidajul preferat este cel oferit de canini.

4. în mişcarea protruzivâ a mandibulei există ghidaj dentar anterior şi dezocluzia imediata a dinților posteriori.

5. în poziția de alimentare prudentă contactul interdentar în zona posterioară este mai puternic decât la nivelul dinților frontali.

Ca o concluzie, poate fi considerată ocluzie funcțională optimâ acea ocluzie care solicită im minim de adaptare din partea individului.

Ocluzia ideală (terapeutică)

Ocluzia idealâ reprezintă o normă conceptualâ, stereotipă, care stabileşte relații structurale menite ca, teoretic, să asigure sănătate optimă, funcționalitate, confort şi estetică. Este obiectivul urmărit pe plan terapeutic. Poziția dinților în arcada dentară şi raporturile dintre arcade trebuie să corespundâ unor norme ideale atât din punct de vedere anatomic, cât şi funcțional.

Astfel poziția în cadrul arcadei şi raporturile dintre arcade dobândesc statutul de normă acceptabilâ sau chiar un concept teoretic ideal.

Conceptul ocluziei ideale depăşeşte limitele absenței sechelelor patologice şi stabileşte criterii pentru o ocluzie care nu solicită vreo adaptare neuromusculară. Sănătatea sistemului masticator se menține printr-o funcție idealâ. Ocluzia ideală are mai puțină legătură cu trăsăturile anatomice şi mai mult cu caracteristicile funcționale, deşi raporturile anatomice bune asigură cel mai bun fundal pentru armonia funcțională.

Conceptul ocluziei ideale se aplică în tratamentul pacienților cu o toleranță redusă la interferențe ocluzale sau cu o pierdere avansată a suportului parodontal al dinților. Acest „ideal" nu trebuie implementat însă în cazul oricărui pacient, cu o ocluzie funcțională normala şi un parodonțiu sănătos.

Ocluzia ideală poate fi consideratâ o ocluzie terapeutică în care nu este necesarâ vreo adaptare neuromusculară deoarece nu există contacte ocluzale perturbatoare.

Când pacientul se prezintâ cu simptome şi semne de disfuncţie în sistemul stomatognat, clinicianul este confruntat cu întrebarea: care este ocluzia funcţională optimă. întrebarea nu-şi gâseşte întotdeauna răspuns satisfâcător. Pe de o parte pentru că există multe necunoscute, pe de altă parte intervin conceptele de autor şi şcoală. Nu toate răspunsurile sunt bazate pe evidenţe (fapte),

Cu ajutorul tratamentului protetic (restaurator) gtomatologul poate modifica raporturile ocluzale prin alegerea conturului şi a formelor anatomice ale dinţilor. Posibilitâţile sunt nelimitate, spre deosebire de modifîcarea schemei ocluzale prin şlefuire selectivă.

Ocluzia restaurată trebuie să satisfacă unele cerinţe care pot fi formulate în patru obiective fundamentale (Mc Neill);

1. Controlul solicitării articulaţiei temporo-mandibulare. Se ştie că raporturile ocluzale pot modifîea solicitarea **ATM.** Se va alege o schemă care să fie în limitele fiziologice ale solicitărilor.

Variaţiile individuale sunt foarte mari şi implicit rezistenţa la solicitare. Unele articulaţii rezistâ la solicitări mai mari fără să apară modificâri structurale. Alteori, deşi raporturile ocluzale par ideale pot să apară dureri şi disconfort din cauza problemelor intracapsulare preexistente.

2. Controlul solicitării dinţilor pentru a nu suprasolicita parodonţiul. Toleranţa la solicitare variază în limite foarte largi. Uneori dinţii devin mobili sub acţiunea unor forţe mici, alteori chiar forţe excesive sunt bine suportate. Designul ocluziei va controla forţele astfel încât să asigure confortul pacientului şi să menţină mobilitatea fiziologică a dinţilor. Mobilitatea excesivâ sau migrarea sunt de neacceptat.

3. Controlul solicitărilor de la nivelul suprafeţelor ocluzale ale dinţilor. In mod ideal solicitarea trebuie să se menţinâ la un nivel care să fie compatibil cu uzura fîziologică şi vârsta. Trebuie evitate uzurile excesive ale suprafeţelor ocluzale m contact.

4. Noile relaţii ocluzale să nu provoace simptome patologice în muşchii masticaţiei. Cu alte cuvinte contactele ocluzale nu trebuie să constituie stimuli nocivi pentru muşchi, care să se manifeste ca dureri sau ca limitări ale mişcărilor muşchilor masticatori.

3.9.Bibliografie

1. Ash M.M., Ramfjord S.P.: *Introduction to Functional Occlusion.* Philadelphia, WB Saunders, 1982.
2. Ash M.M., Ramfjord S.P.: *Occlusion, 4-th ed.* Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, W.B. Sounders Company A Division ofHarcourt & Brace Company, 275-284, 1995.
3. Ash M.M.: *Philosophy ofOcclusion: Past and Present.* Dent. Clin. North. Amer. 39: 2, 233-255, 1995, Paris, NewYork.
4. Becker C.M., Kaiser D.Â., Schwalm C. *Mandibulqr centricity.-Centric relaţion.* J Prosthet Dent 2000; 83: 158-160.
5. Bradley R.M.: *Essentials ofOral Physiology, 2^ ed.* W.B.Saunders, Mosby, 1995.
6. Burlui V., Morâraşu Câtâlina: *Gnatologie.* Ed. Apollonia, laşi, 2000

7. Celenza F.V., Nasedkin J.N.: The condylar position at maximum intercupidation [dlscussion]. *In Celenza F.V., Nasedkin J.N.(eds): Occlusion: The State ofthe Art. Chicago, Quintessence, 1978, p.45.*

8. Clayton J.A.: Occlusion and Prosthodontics. *Dent Clin North Am 1995; 39:313-334.*

9. Dawson P.E. Evaluation, Diagnosis and Treatment ofOcclusal Problems. *Mosby Year Book 1989.*

10. Faulkner K.D.B.: Bruxism: A review ofthe literature Part I. *Austr Dent J 1990; 35: 266.*

11. Faulkner K.D.B.: Bruxism: A review ofthe literature Part II. *Austr Dent J 1990; 35: 355.*

12. Gibbs C.H. şi colab. Functlonal movements ofthe mandlbule. *J Prosthet Dent 1971; 26: 601.*

13. Gibbs H.C., Lundeen C.H.: JawMovements and Forces During Chewing and Swallowing and Their Clinical Significance *in Advances in Occlusion by Lunden C.H., Gibbs H.C. John Wright PSG Inc Boston Bristol London 1982.*

14. Hall H.D., Nickerson J.W.Jr.: Is it Time to Pay More Attention to Disc Position ? *J.Orofac.Pain, 8, 1, 90-96, 1994.*

15. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T.: Osseomtegration and Occlusal Rehabilitation. *Tokyo, Quintessence, 1989.*

16. Keshvad A., Winstanley R.B. Review. An appraisal ofthe Uterature on centric relation. Part I. *Journal ofOral Rehabilitation 2000; 27: 823-833.*

17. Keshvad A., Winstanley R.B. Review. An appraisal qfthe literature on centric relation. Part 11. *Journal ofOral Rehabilitation 2000:27-1013-1023.*

18. Kirveskari P., Alanen P., Jamsa T.: Associaton between craniomandibulardisorders and occlusal mterferences. *J Prosthet Dent 1989; 62: 66.*

19. ***Lee L.R.:*** Ânterior *Ocdusion by Luilden C.H., Gibbs H.C. John Wright PSG Inc Boston Bristol London 1982.*

20. Lucia V.O.: Modcrn gnathological concepts - updated. *Quintessenz, Berlin, 1983.*

21. McHorris H.W.: The Importance ofAnterior Teeth. *The Journal ofGnathology 1982, Vol.l, No.l,*

22. McNeill Ch. Science and Practlce ofOcclusion. *Quintessence Pub. 1997.*

23. Mohl N.D., Zarb G.A.: Textbook ofOcclwion, *Quintessence. Chicago. 1988.*

24. Nussbaum R.: Funcţia şi disfuncţia temporo-mandibularâ. Note de curs, *(1990 - 2000)*

25. Okeson J.P. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. *Third Edition.Mosby Year Book. 1993.pg.28-l 78.*

26. Orthlib J.D., Brocard D., Schittly J., Maniere - Ezvan A.: Occlusodontie pratique. *Edition CdP 2000.*

27. Plesh ***0.,*** *Stohler C.S.:* Prosthetic Rehabilitation in Temporomandibular Disorders and Orofacial Pain Patients: Cîînical Problem Soîvmg. *Dent Clin North Am 1992; 36: 581-590.*

28. Posselt U. Physioîogy ofOccluslon and Rehabilltation. *Ed.2. Philadelphia 1968, FA Davis Co, pg. 60.*

29. Posselt U. Studies on the mobility ofthe human mandibule. *Acta Odontol Scand 1952; 10 (suppl): 19.*

30. Ramfjord S.P., Ash M.M.: Occlusion, 3^ ed. *W.B.Saunders Co., 1983.*

31. Ramfjord S.P., AshM.M.: Occlusion, 4^{111} ed. *Phîladelphia: Saunders Co., 1985.*

32. Romînu M., Bratu D., Uram-Ţuculescu S. Aparatul dento-maxilar. Date de morfohgie fiincţîonalâ clinicâ. *Helicon.1997.*

33. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J.: Contemporany Fixed Prosthodontics, 3^ ed. *Mosby Inc., St.Louis, 2001.*

34. Schulyer C.H.: Correction ofOcclusal disharmony ofthe natwal dentition. *NY J Dent 1947; 13: 445.*

35. Schulyer C.H.: Freedom m centric. *Dent Clin North Am 1969; 13: 681.*

36. Schuykr C.H.: Prmdples employed mfull denture prosthesis which may be applied to otherfietds of dentistry. *J Am Dent Assoc 1929; 16: 2045.*

37. Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D. Fundamentals offixed Prosthodontics. *Third Edition. Quintessence PublishingCo.l997.pg.35*

38. Slavicek R.: Die funktionellen Determinanten des Kauorgans. *Verlag Zahnârtzlich - Medizinisches Schrifttum Munchen, 1984.*

39. Standlee J.P. şi colab. Stress transfer to the mandible during anterior guidance and group function at centric movements. *J Prosthet Dent 1979; 34-35.*

40. The Academy of Phrosthodontics: The Glossary of Prosthodontic Terms. 7* ed. (GPT - 7). *Mosby, 1999 in J Prosthet Dent 1999; 81: 40-110.*

41. Thomson H.: Occlusion, $2^{"1'}$ ed. *Wright, London, Boston, Singapore, Sydney, Toronto, Wellingtonl994.*

42. Weiner S.: Biomechanics ofOcclusion and the Articulator. *Dent Clin North Am 1995; 39: 257-284.*

43. Wheeler R.C. Dental anatomy, physiology and occlusion. *Ed.5. Philadelphia 1974, WB Saunders.*

4. ARTICULATOARELE (SIMULATOARELE) ÎN PROTETICA FIXĂ

Relatiile statice şi dinamice dintre componentele sistemului stomatognat şi corelarea neuro-musculară a acestora sunt factori responsabili pentru o funcționalitate fiziologică (normală) sau patologică (disfuncțicmală) a **ADM.**

0 tulburare la nivelul unei componente a **ADM** poate avea drept urmare o deficiență de coordonare neuro-musculară care poate duce, la rândul ei, la suprasolicitări sau activități aberante ale componentelor, provocând suferințe clinice evidente. Acestea se pot manifesta doar la nivelul dinților şi parodonțiului (migrâri, abraziuni, afecțiuni parodontale) sau se poate adăuga o participare neuro-musculară, cu sau fără interesarea morfo-funcțională a **ATM.** Orice măsură terapeuticâ incorectâ care influențează sfera ocluziei poate provoca modificări patologice m întreg sistemul stomatognat. Mai mult, Schultz (64) susține că „disfuncțiile temporo-mandibulare nu pot apărea fară o anume stare de tensiune nervoasâ, chiar dacă sunt prezenți factori patologici de altă natură".

în centrul examenului clinic, cât şi a celui instmmental-funcțional pe modele, stau relațiile ocluzale statico-dinamice şi influența lor asupra **ATM** şi a întregului sistem. Desigur că astâzi, prin activitatea noastră încă predominant restaurativâ, ocluzia reprezintă segmentul cel mai influențat al SS.

Din cele menționate mai sus putem conchide că instrumentele ajutâtoare, cum sunt **simulatoarele** SS şi **dispozitivele de înregistrare şi transfer** a relațiilor intermaxilare au devenit indispensabile în practica stomatologică.

Multe disfuncții temporo-mandibulare apar datorită unor restaurări necorespunzătoare, prin erori de execuție a unor „morfologii funcționale" incorect individualizate sau prin determinări şi transferări incorecte ale relațiilor intermaxilare.

Astâzi nu se poate concepe un plan protetic sau executa o restaurare protetică fixă fară a avea la dispoziție şi a cunoaşte principiile de funcționare ale **simulatoarelor** SS. Acestea sunt instrumente care imită parțial sau total mişcările mandibulei şi permit înregistrarea şi transferarea unor date specifice şi a unor relații intermaxilare de referință. Dezvoltarea şi diversificarea acestor instrumente s-a realizat paralel cu elaborarea diferitelor teorii asupra ocluziei. Utilizarea lor devine imposibilă pentru acei care nu au noțiuni elementare de ocluzologie, domeniu care-şi subordonează aceste instrumente.

Practica stomatologică actuală nu poate supraviețui fără ocluzologie, şi aceasta, la rândul ei nu se poate aplica m practică fară simulatoare competitive.

In protezarea mobilă, majoritatea protezelor totale se confecționează încâ şi la ora actuală pe ocluzoare, deoarece se consideră că edentatul total execută mai mult mişcări de deschidere –

închidere a cavității bucale. Faptul nu trebuie însă generalizat, deoarece articulatoarele au pătruns şi în clinica şi tehnologia protezelor mobile şi mobilizabile.

Utilizarea acestor instrumente în edentația totală, unde se pune bază pe determinantul posterior restant, diferă față de edentația parțialâ, unde o parte din determinantul anterior este păstrat, fiind inclus sau nu în restaurare şi punându-şi pecetea pe condițiile de protezare.

în protezarea fixă se impune, deci, utilîzarea articulatoarelor, deoarece la edentatul parțial se pune problema păstrării ghidajelor în mişcarea de lateralitate, ceea ce nu se poate realiza cu ajutorul ocluzoarelor.

în reconstituirile protetice pe implante (cu sprijin mixt sau pur implantar) utilizarea articulatoarelor, pe cât posibil reglabile individual, devine obligatorie (vezi capitolul 22). Astfel, o reconstituire protetică pe implante nu poate fi consideratâ încheiata doar după constatarea osteointegrârii acestora şi a realizării unei suprastructuri estetice. Dacă la executarea acestei suprastructuri protetice s-a neglijat determinarea exactă a rapoartelor intermaxilare şi simularea acestora pe un articulator adecvat, reuşita tratamentului a fost lăsată la voia întâmplării (deoarece s-a neglijat aspectul ocluzo-funcțional), cu consecințe nefaste asupra rezultatului în timp.

Pentru ca un tratament protetic funcțional modern la un edentat parțial să fie viabil este necesară îndeplinirea a cel puțin trei deziderate, dintre care două statice şi unul dinamic'

a) montarea modelelor în articulator în concordanță cu anumite repere statice ale pacientului, înregistrate cu un arc facial;

b) înregistrarea şi transferul pe articulator a **PIM,** ca parametru static;

c) programarea pe articulator a parametrilor dinamici, care vor permite simularea mişcărilor funcționale ale pacientului, în funcție de performanțele instrumentului.

4.1. DEFINIȚIE. CLASIFICARE. TIPURI DE ARTICULATOARE

Articulatorul este un instrument care **reproduce,** mai mult sau mai puțin, toate mişcârile mandibulei sau, mai precis, **anumite condiții mecanice** ale acestor mişcâri.

Lejoyeux* (48) 1-a denumit **„simulator al mişcărilor madibulare",** iar autorii americani **„simulator al sistemului stomatognat"** (2, 4, 23).

Noi vom utiliza termenii de **„simulator al** SS", sau pur şi simplu **„simulator"** sau **„articulator".**

Reproducerea cinematicii **ATM** se face prin reconstrucția mişcărilor mandibulare, m prealabil descompuse.

După **Leibowitch,** articulatorul este un **„manechin analog pacientului".**

Trebuie reținut că **simulatorul este un instrument logic.** Cunoşterea acestei logici permite prevederea rezultatelor mecanice induse de o modificare a poziției modelelor.

Joseph Lejoyeux - profesor, doctor în ştiințe odontologice, şeful Disciplinei de protetică dentară, Facuttatea de Stomatologie, Paris VII

Articulatoarele nu au fost construite pentru a monta modelele, conform unei analogii antropometrice, ci pentru a reproduce anumite mişcări ale mandibulei (54). Dintre relaţiile statice simulate pe articulator, interesează **RC** şi **PIM,** ca relaţii de referinţă pentru morfologia şi funcţia sistemului stomatognat.

Necesitatea simulatoarelor SS a apârut din dorinţa de a armoniza **principalele elemente morfologice care participă la dinamica ocluzală:**

• înclinarea pantei tuberculului articular - traiectoria condiliană;
• distanţa intrecondiliană;
• curba planului de ocluzie;
• înclinarea pantei retroincisive;

Există multe încercâri de **clasificare** a simulatoarelor **ADM,** cea mai cunoscută fiind aceea elaboratâ de **Navarro:**

• articulatoare neprogramabile
• articulatoare parţial programabile
• articulatoare total programabile.

După o altă clasificare utilizată de **Ash*** şi **Ramfjord**** (2, 3, 4, 62) ca şi de **Siebert***** (67), articulatoarele se pot grupa în:

a) articulatoare simple (ocluzoare);
b) articulatoare cu valori medii, neprogramabile;
c) articulatoare parţial programabile;
d) articulatoare individuale, total programabile.

Ash şi Ramfjord (3, 4) consideră că grupele „c" şi „d" pot fi incluse în aceeaşi categorie de „articulatoare programabile", deoarece nici un simulator nu poate fi complet programabil.

A) **Simulatoarele cu valori fixe** (din grupele a şi b) sunt reprezentate de toate instrumentele la care dimensiunile geometrice sunt fixe, nereglabile:

• **ocluzorul** (ocludator)
- reproduce doar mişcarea de deschidere-închidere;
• - cu ajutorul lui pot fi reproduse **PIM** şi **DVO;**
• articulatoarele medii (neprogramabile), de exemplu Gysi Simplex, I.T.M. (IOR Bucureşti), KSK, Atomic, Atraumatik (DeTrey), Protar 1 (KaVo EWL). (fig.4.1) etc.:
- reproduc mişcările de deschidere-închidere, propulsie, lateralitate
- valorile fixe sunt: • panta tuberculului articular, cu o înclinaţie medie de 30-34°
• unghiul Bennett - 15-18°
• distanţa intercondiliană «104 mm **B. Simulatoarele reglabile individual** pot fi articulatoare parţial programabile (semiadaptabile), total programabile (adaptabile) sau simulatoare electronice, programabile prin computer.

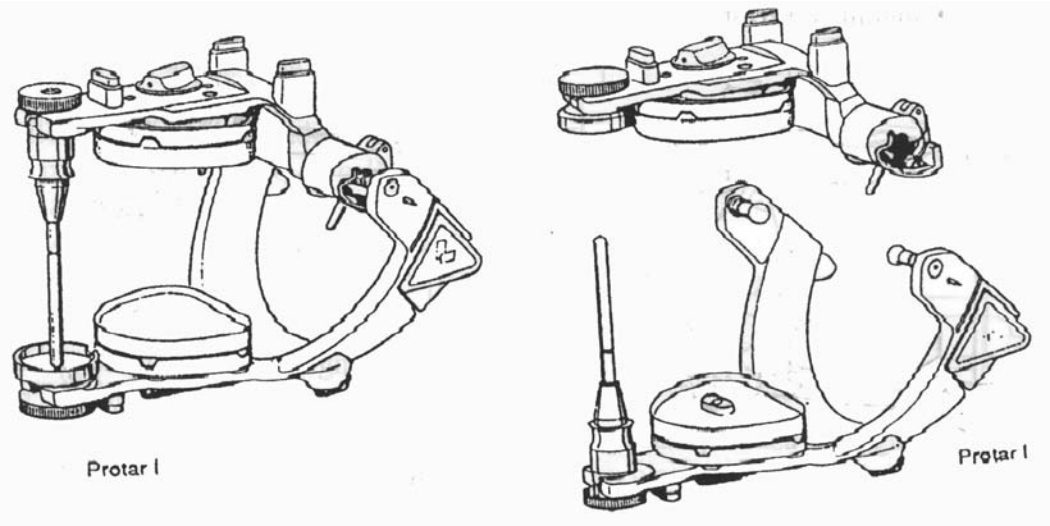
• Articulatoare parţial programabile (semiadaptabile) - prezintă în plus faţă de articulatorul mediu posibilitatea de reglare a unor valori geometrice:
- înclinarea pantei retroincisive
- înclinarea pantei tuberculului articular (traiectorie condiliană)

Major M.Ash, BS, DDS, MS - profesor, Şeful Disciplinei de Ocluzologie, Facultatea de Stomatologie, Universitatea Ann Arbor, Michigan

** Sigurd P.Ramfjord, LDS, PhD - profesor la Facultatea de Stomatologie, Universitatea Ann Arbor, Michigan '" Prof.Dr.G6tz K.Siebert - şeful Secţiei Protetice II, Zahnklinik Sud, Freie Universitât, Berlin.

• distanța de la punctul interincisiv la axa de rotație pură
• unghiul Bennett etc.

Exemple de simulatoare parțial programabile: Gysi-Trubyte, Schroder, Rumpel, Spreng, Denar Mark II, Dentatus ARL, Hanau H2-0, Whip-Mix, Protar 11 (KaVo) etc.



Fig, 4.1. Articulatorul mediu Protar 1 (KaVo EWL).

In general, se pot deosebi trei tipuri de articulatoare parțial programabile (74). La primul tip mişcările de protruzie şi de lateralitate se realizează liniar, deoarece panta tuberculului articular este conformată liniar, atât în plan sagital, cât şi m plan frontal şi orizontal. Exemple: SAM 1, Whip-Mix, Denar Mark 11, Hanau, Dentatus (fig. 4.2).

La cel de-al doilea tip panta tuberculului articular este conformată curb, atât în plan sagital, cât şi în plan frontal şi orizontal. Astfel, mişcările de protruzie şi de mediotruzie vor avea o traiectorie curbâ, fiind reproduse conform parametrilor individuali, înregistrați pe pacient. Exemple: SAM 2, Protar II (fig.

In cazul articulatorului Condylator (fig. 4.4), elaborat de profesorul Gerber (28, 29) din Zurich, cu variantele „Individual" şi „Vario", panta tubercului articular, în plan sagital este inițial curbă şi ulterior liniarâ.

Al treilea tip de articulatoare parțial programabile se caracterizează prin faptul că au boxe articulare rigide, frezate în general, din blocuri de acrilat, conform datelor individuale ale pacientului. Exemple: TMJ, Panadent.

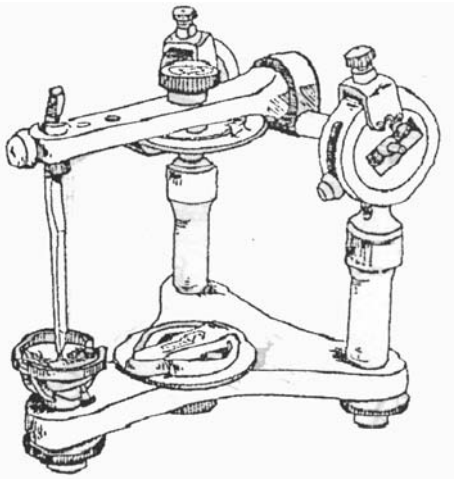


Fig. 4;2. Ârticulatorul parțial programabil Dentatus

(vedere de ansamblu),

• **Articulatoare total programabile (adaptabile)** - oferă posibilitatea individualizării următoarelor elemente (23):

• înclinarea pantei tuberculului articular
• înclinarea pantei retroincisive
• distanța de la punctul interincisiv la axa bicondiliană de rotație
• distanța intercondiliană

• orientarea planului de ocluzie în raport cu un plan de referinţă (planul de la Frankfurt, planul Camper)
• unghiul Bennett, ca particularitate a mişcării de lateralitate
• mişcarea Bennett
• unghiul simfizar.

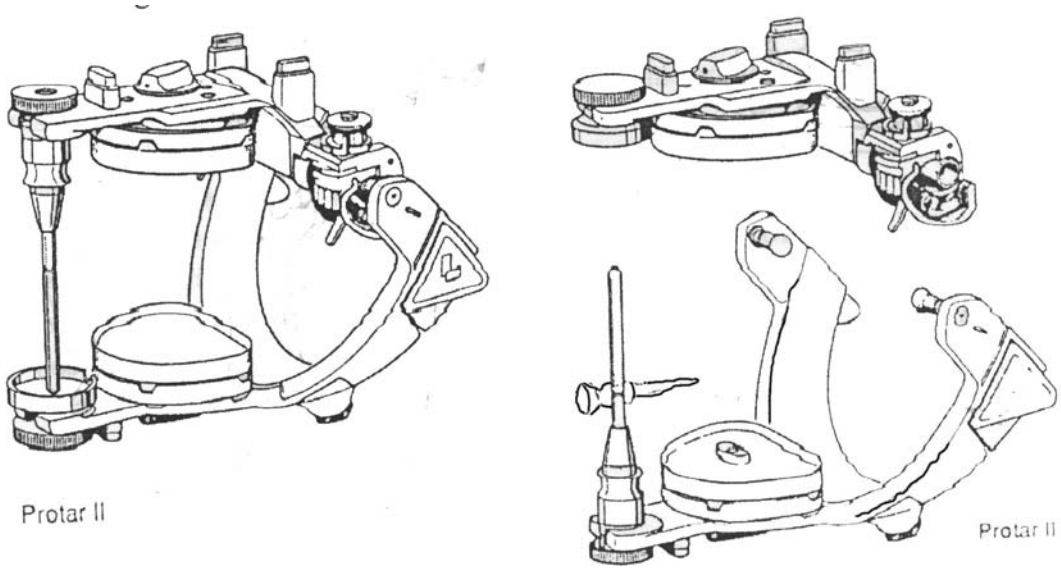
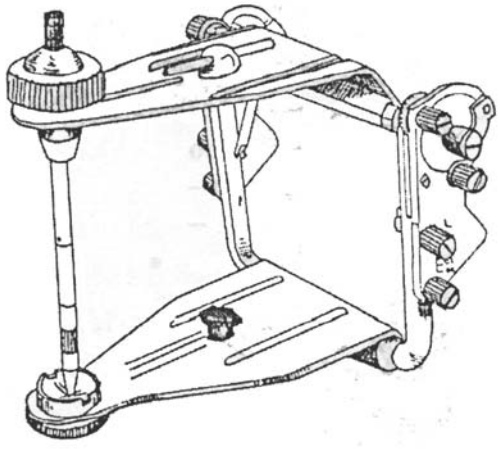


Fig. 4.3. Articulatorul parţial programabil Protar II (KaVo EWL).

Dintre simulatoarele total programabile amintim tipurile Stuart, Denar D5A (flg.4.5), simulatorul Aderer, de Pietro, Stallard etc.



• **simulatoare electronice, programabile prin computer** - oferă posibilitatea modelării din acrilat a articulaţiilor, cu forma, volumul şi orientarea identice celor naturale. Ele reprezintă un sistem de înregistrare şi redare electronică a cinematicii mandibulare, fiind reproduse exact valorile individuale ale tuturor parametrilor articulari şi ocluzali.

In general, sunt scumpe şi se utilizează mai rar în practică, chiar şi la ora actuală.

Firma SEM Limites Ltda din Brazilia a lansat pe piaţă de curând articulatorul total programabil electronic EAP (Electronic Anatomo-Physiological) (fig.4.6) şi un sistem de înregistrare stereografică a datelor individuale ale pacientului pe baza căruia se programează articulatorul, permiţând obţinerea unor rezultate clinice deosebite (78). **După construcţia simulatoarelor,** deosebim două tipuri:

• **tipul ARCON** - imită articulaţia anatomică. Condilul articular se află pe braţul inferior al articulatorului. Exemple: Whip-Mix, SAM, Denar Mark 11 şi V, Artex AS, AT, Protar etc.
• **tipul NON-ARCON (condilian)** la care condilul articular se află pe braţul superior al articulatorului Exemple: Dentatus, Hanau H2PR, Artex tip S, etc.

Diferenţele între articulatoarele arcon şi non-arcon se pot vedea în figurile 4.7 şi 4.8 (3, 4, 22).

Diferenţele de angulaţie (fig. 4.7) sunt evidente, mai ales între traiectoria condiliană şi axa verticală sau axa balama ale braţului superior. Unghiurile sunt inversate, adică, dacă într-un caz unghiul este fix, în celălalt va fi variabil. Pe schemă (fig. 4.7), F corespunde unghiurilor fixe, deci unghiul între axa verticală şi traiectoria condiliană nu se schimbă pentru o mişcare dată. C corespunde unghiurilor variabile, iar CP planurilo ocluzale variabile (fig. 4.8). Articulatoarele reproduc aceeaşi mişcare pe baza unui ghidaj condilian, care este rezultatul interacţiuni între o sferă condiliană şi un plan înclinat. Subliniem încă o dată că

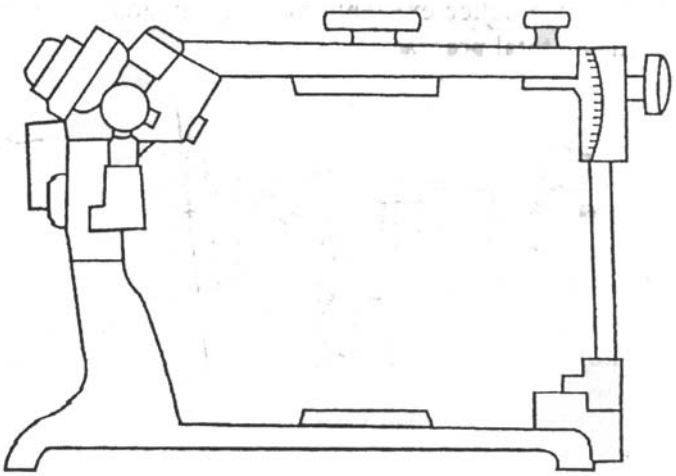


Fig. 4.5. Articulatorul total programabil Denar D5A (schemâ

- într-un articulator arcon **ghidajul condilian** se deplasează împreună cu braţul superior,
- în cazul unui articulator non-arcon **capul condilian** este cel care se deplasează împreună cu braţul superior (fig. 4.7).

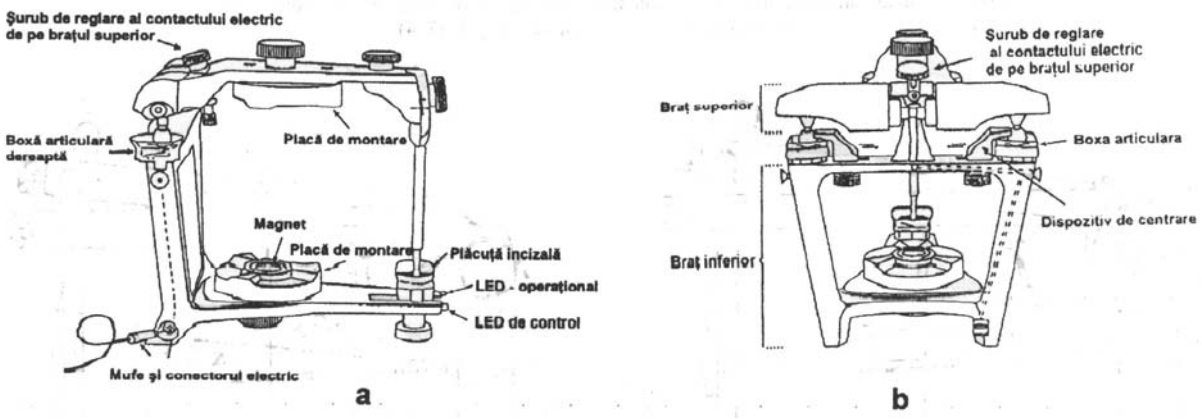


Fig. 4.6. Reprezentare schematicâ a articulatorului total programabil electronic EAP (SEM Limites Ltda.):

a- vedere laterala; b. vedere posterioara

In fîgura 4.8 sunt schematizate diferenţele existente în plan sagital între un articulator de tip **arcon** şi unul de tip **non-arcon.** Când se deschide articulatorul condilian (se creşte dimensiunea verticală) planul de ocluzie (CP) se schimbă , dar panta condiliană rămâne fixă, în timp ce în cazul articulatorului de tip arcon panta condiliană este cea care se schimbă.

În metodele de restaurare care implică şi o creştere a dimensiunii verticale de ocluzie, nu se recomandă utilizarea unui articulator semiadaptabil de tip non-arcon, din cauza limitelor ce pot apărea în restaurarea dentară totală. Nu s-a demonstrat însă că ar exista vreun avantaj utilizând un articulator de tip arcon, doar dacă este total programabil, majoritatea articulatoarelor total programabile fiind de tip arcon. Anumiţi autori sunt de părere că articulatoarele de tip arcon reproduc mai bine condiţiile fiziologice decât articulatoarele non-arcon, dar superioritatea clinică a articulatoarelor de tip arcon nu a putut fi demonstrată. Majoritatea practicienilor nu văd

diferenţele practice existente între articulatoarele de tip arcon şi cele de tip condilian, care pot fi partial sau total programabile (2).

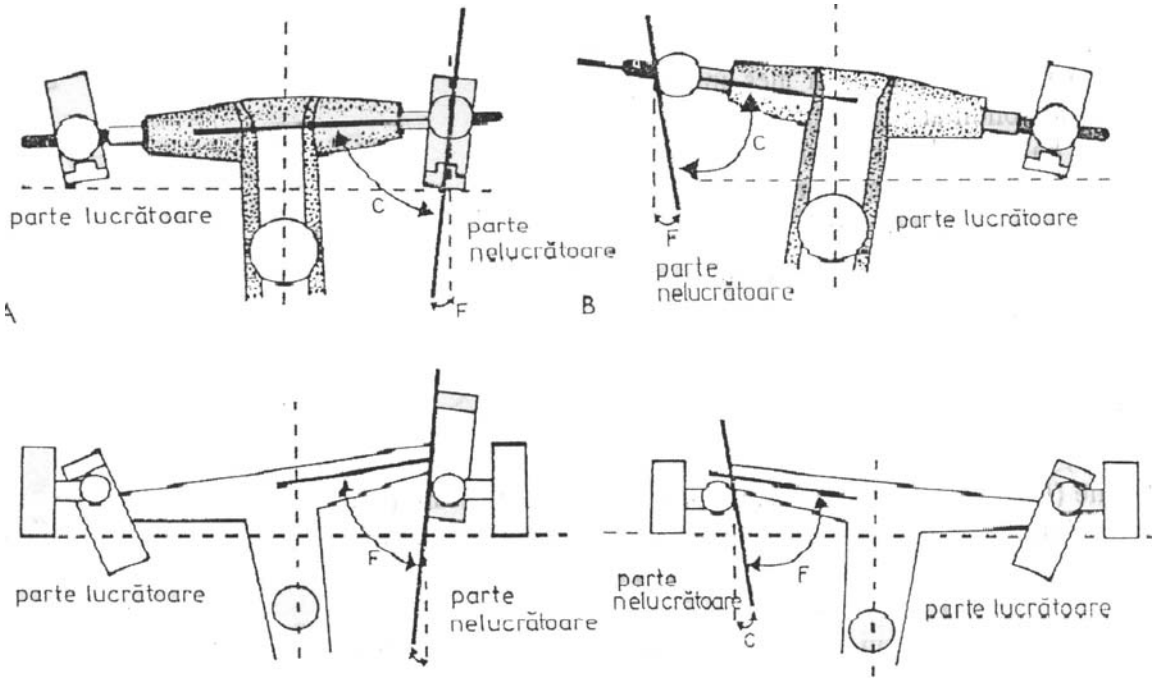


Fig. 4.7. Comparatie între articulatoarele de tip non-arcon (A, B) şi cele de tip arcon (C, D).

F - unghiurile fixe; C - unghiurile variabile

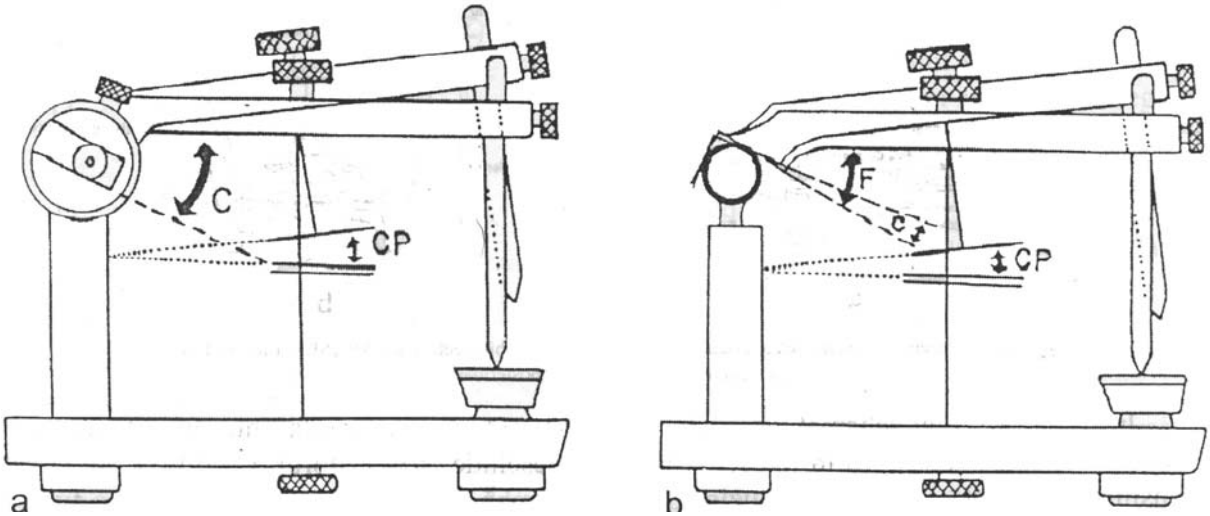


Fig. 4.8. Diferenţele în plan sagital între articulatoarele de tip non-arcon (A) şi arcon (B). F - unghi fix; C - unghi variabil; CP - plan ocluzal variabil (3, 4).

4.2. RELAȚIA DINȚI - AXĂ ORIZONTALĂ DE TRANSFER

Existența rotației condililor mandibulari şi caracterul ei reproductibil permite situarea modelelor în spațiu fară a utiliza repere dento-dentare. Este suficientâ cunoaşterea valorilor razelor de rotație, deci a distanței care separă fiecare dinte de axa de rotație **(axa balama*).**

Expresia **„transferarea axei de rotație" este improprie,** deoarece există o axă pentru pacient şi una pentru articulator. Se transferă doar razele caracteristice fiecârei rotații (54) (fig. 4.9).

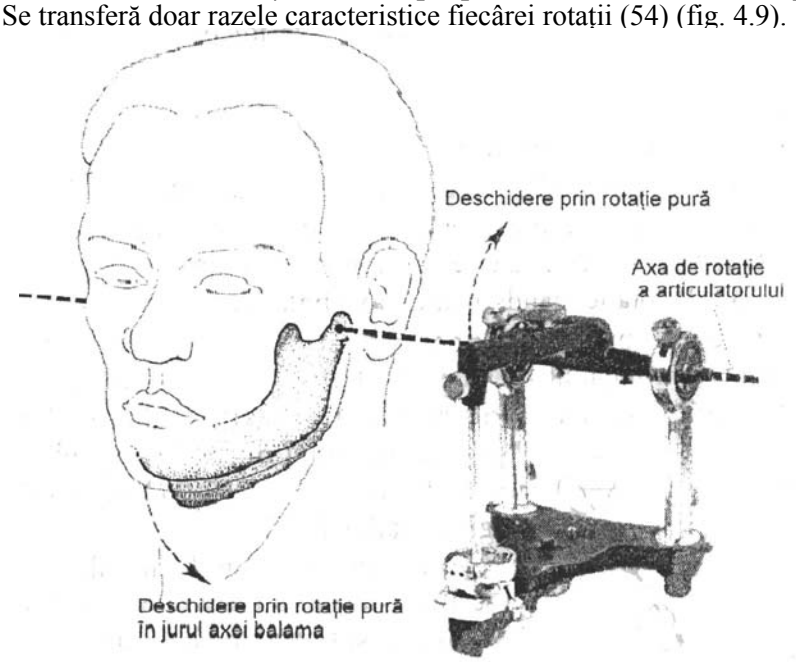


Fig. 4.9. Reprezentarea axei de rotație pură pe pacient (axa balama terminalâ) şi pe articulator (3)

La dentat sau edentatul parțial, montarea corectă a modelelor într-un articulator nu se poate face fară realizarea unei **înregistrări cu un arc facial** care să permită transferarea pe articulator a triunghiului lui Bonwil (fig. 4.10) şi a planului ocluzal real al pacientului.

Landa (46) a definit **arcul facial** drept „un dispozitiv care permite determinarea poziției relative a **crestei şi dinților maxilari în raport tridimensional cu centrul fosei glenoide"**

După **Hanau** (22), arcul facial este un „instrument care permite înregistrarea precisă a poziției relative a crestei şi dinților maxilari pe pacient şi face posibilă transferarea acesteia pe articulator, obținându-se tot o poziție relativă, care facilitează interpretarea, în general, a rapoartelor mandibulo-maxilare".

Plecând de la aceste definiții, **Ash şi Ramfjord** (3,4) **subliniază necesitatea de a avea un cadru comun de referință pe pacient)şi pe articulator.** Deci, cu ajutorul arcurilor faciale se

---

* axa balama - linia orizontală imaginară care unește centrele de rotație ale celor doi condili, când aceştia sunt situați în poziția cea mai înaltă şi retrudată (poziția terminală a mandibulei). în literatura de specialitate este cunoscută şi sub următoarele denumiri: **axâ balama terminalâ, poziția terminalâ, axă şarnierâ,** iar în literatura anglosaxonă -**hinge-axis, terminal hinge-axis, retruded condylar axis.** Trebuie precizat că există posibilitatea să se stabilească o axă balama la orice nivel al condililor, în raport cu panta tuberculului articular al cavității glenoide (8, 19, 22, 55).

stabileşte o poziţie relativâ a modelelor în articulator, care să fie cât mai apropiatâ, dacă nu identică, cu rapoartele existente între maxilar şi mandibulă.

Arcurile faciale permit, în general determinarea următoarelor valori:

• distanţa bicondiliană;

• direcţia axului transversal intercondilian în **RC;**

• distanţa dintre condili şi punctul incisiv median (triunghiul simfizo-condilian al lui Bonwill)

• traiectoriile condiliene şi incizale etc.

Arcurile faciale simple permit doar mâsurarea triunghiului Bonwill. Pentru a putea efectua şi utiliza înregistrârile obţinute cu un arc facial, trebuie definit un sistem de referinţâ .

După Marguelles-Bonnet (54), **caracteristiciele ideale** ale acestui sistem de referinţă sunt:

• să fie independent de dinţi;

• sâ fie exact determinat pe pacient;

• sâ fie reproductibil în condiţii identice la acelaşi pacient;

• datele cunoscute sâ poatâ ti conservate, transferate şi comparate. De obicei, sistemul de referinţâ ales este un plan definit prin:

• dreaptă - axa de rotaţie mandibularâ - **axa balama;**

• un punct anterior - punctul interincisiv inferior. Acest plan conţine triunghiul lui Bonwill (fig. 4.10): dacă unim punctul interincisiv cu centrii imaginari ai condililor rezultâ un triughi echilateral cu latura de 10-11 cm (7) (fig. 4.10). Planul triunghiului Bonwill şi planul ocluzal formează un unghi de aproximativ 15-27° descris de către Balkwill -unghiul Balkwill (63).

In general, arcurile faciale, pentru a fi montate corect pe pacient, utilizează ca şi reper cranian planul de la Frankfurt şi/sau planul lui Camper (8, 22).

Planul Frankfurt este un plan orizontal de referinţă care a fost adoptat la Congresul antropologilor germani din Frankfurt-pe-Main în 1882 şi confirmat la Convenţia Intemaţională pentru unificarea măsurătorilor craniometrice şi cefalometrice din Monaco (1906). Acest plan trece prin punctele *Orbitale (Or.)* şi *Porion (Po.)*. (fig. 4.11 A). Prin aceleaşi puncte trece şi **linia orizontală de la Frankfurt (orizontala de la Frankfurt),** dar ea nu trebuie confundată cu planul de la Frankfurt, între ele existând o diferenţă din punct de vedere geometric.

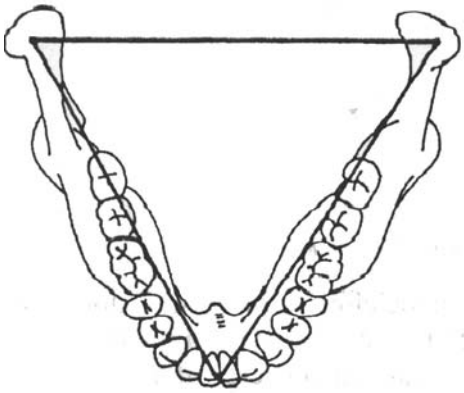


Fig.4.1o.TriunghiuiBonwill

Planul Camper este un plan orizontal, de orientare protetică, care trece prin *Acanthion (Ac.)* (spina nazală anterioară) şi centrele meatelor auditive exteme (fig. 4.11 B). Pe ţesuturi moi poate fi trasat între centrul tragusului şi punctul *Subnasion (Sn.).* Acest plan este utilizat pentru stabilirea planului de orientare ocluzală în terapia edentaţiei totale şi parţiale, fiind paralel cu acesta,iar cu planul de la Frankfurt formează ununghi de lO—15°.

- sistem de referinţă - sistem în raport cu care se poate defini un punct din spaţiu, o mârime etc. Richard Marguelles-Bonnet - profesor la Facultatea de Stomatologie din Paris VII

Pentru articulatoarele reglabile individual arcurile faciale trebuie să înregistreze şi înclinarea pantei tuberculului articular (fig. 4.11 C). De obicei, **fiecare tip de articulator are arcul său facial.**

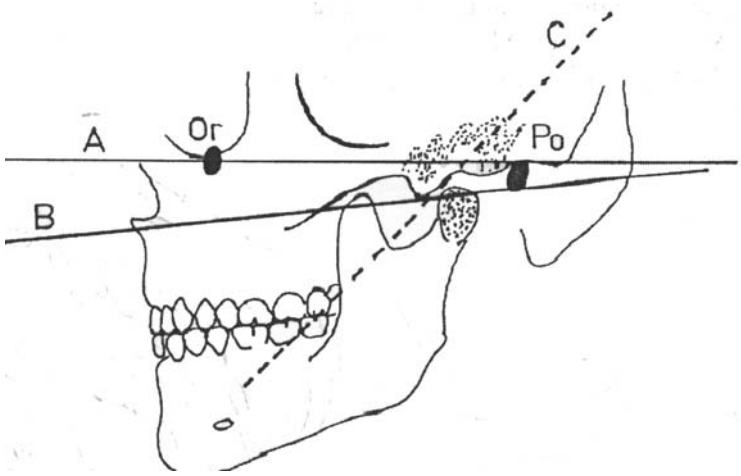


Fig. 4.11. A - Planul orizontal de la Frankfurt; B - planul lui Camper;C - înclinarea pantei tuberculului articular.

Pentru ca montarea în articulator a modelelor să fie corectă este absolut necesar ca distanța simfizo-condiliană a bolnavului să coincidă cu distanța corespunzătoare de pe articulator. Dacă modelele sunt montate la o distanță mai mare de axul bicondilian decât distanța simfizocondiliană a bolnavului, adică prea anterior, în cavitatea bucală vor lua contact doar dinții posteriori, nu şi cei frontali. Atunci când modelele sunt montate prea aproape de punctele condiliene, în cavitatea bucală se va produce inocluzie la nivelul dinților posteriori. 0 ocluzie nefuncțională se obține şi dacă modelele se vor monta mai sus sau mai jos decât este necesar.

Planul de ocluzie al articulatorului trebuie să corespundă cu planul de ocluzie al bolnavului (22).

În general, un **arc facial** este compus dintr-un cadru metalic cu o parte intraoralâ şi una extraorală.

Partea intraorală este reprezentată de o portamprentâ sau de o furculiță metalicâ pe care se aplicâ un rulou de ceară dură ramolitâ, care se va mula pe pantele cuspidiene ale dinților restanți. Partea intraoralâ se prelungeşte printr-o tijă m plan sagital pe care se va fixa **partea extraoralâ.**

Arcul facial propriu-zis are în general formă de „U", ale cărui extremități se vor plasa în dreptul punctelor de emergențâ ale axei balama.

Arcul facial trebuie să prezinte şi un **indicator** care se va plasa la nivelul unui **reper fix cranian** şi, eventual, un **stopper nazal,** care se fixează în timpul efectuării înregistrărilor şi se păstrează apoi nemodificat pe tot parcursul utilizării arcului facial, menținând fixă poziția acestuia.

în vederea înregistrării poziției maxilarului față de baza craniului, respectiv a relației dinți - axă orizontală de transfer, cu scopul de a monta corect modelele într-un articulator, cu referințâ craniană, se poate utiliza fie axa balama determinată individual, fie o axă balama arbitrar aleasă

Pentru determinarea individualâ a axei balama pe pacient avem nevoie de un arc facial special - **arcul de localizare cinematică a axei balama** (fig. 4.12 a), constituit din:

• **parte intraoralâ** - asemănâtoare cu o portamprentă micâ mandibulară, prevăzută cu o tijă prin care se fixează de arcul propriu-zis. Această portamprentă, umplută cu un material corespunzâtor, trebuie să fie perfect solidară cu arcada dentară.

parte extraorală, alcătuită din:

• o bară orizontală, situată în plan frontal, care se fixează perpendicular pe tija portamprentei;

• im braţ lateral, format din trei elemente:

-un sistem de fixare pe bara frontalâ

-un sistem de reglare la scarâ micrometricâ

-un sistem port-ac.

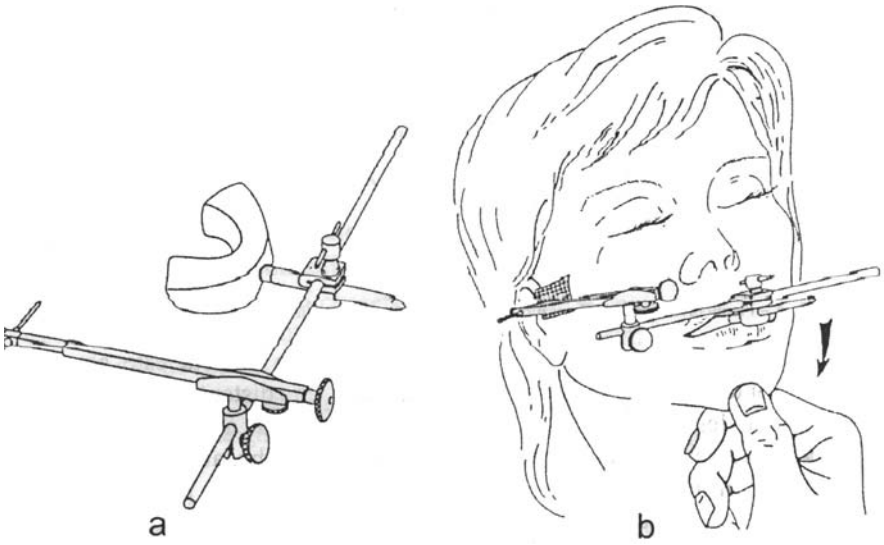


Fig. 4.12. a. Arcul de localizare a axei balama; b. înregistrarea pe pacient a axei balama.

Acest braţ este instalat în aşa fel încât vârful acului să coincidă cu punctul de emergenţă presupus al axei balama, respectiv la **12 mm înaintea tragusului, pe linia tragus - unghi extern al orbitei** (fig.4.12 b). La acest nivel se fixează un pătrat de hârtie milimetrică, pe care se va efectua înregistrarea. Pentru a permite localizarea exactă a axei balama, pacientul va executa, sub conducere manuală, mişcări de deschidere - închidere de amplitudine mică, maxim 20 mm(mişcări pure de rotaţie în jurul axei balama. înregistrarea obtinută arată ca în figura 4.13 Centrul acestor rotaţii reprezintă punctul de emergenţă al axei balamâ şi, cu ajutorul unei lupe, se va fixa la acest nivel vârful acului de înregistrare. După îndepărtarea hârtiei milimetrice, vârful acului de înregistrare va marca pe tegument punctul real de emergenţă al axei balama.În continuare, pentru înregistrarea poziţiei antropometrice a maxilarului, se utilizează un arc facial care va fi fixat pe punctele de emergenţă reale ale axei balama.

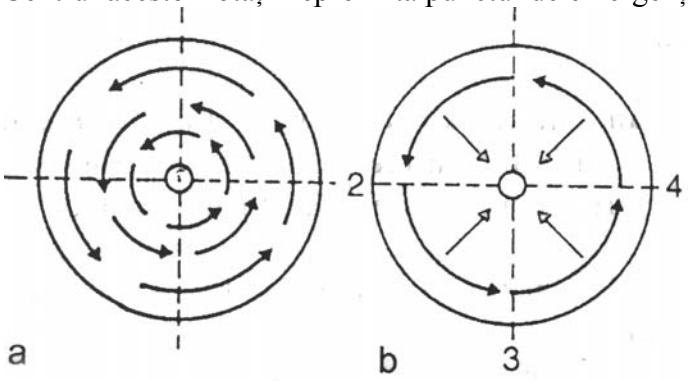
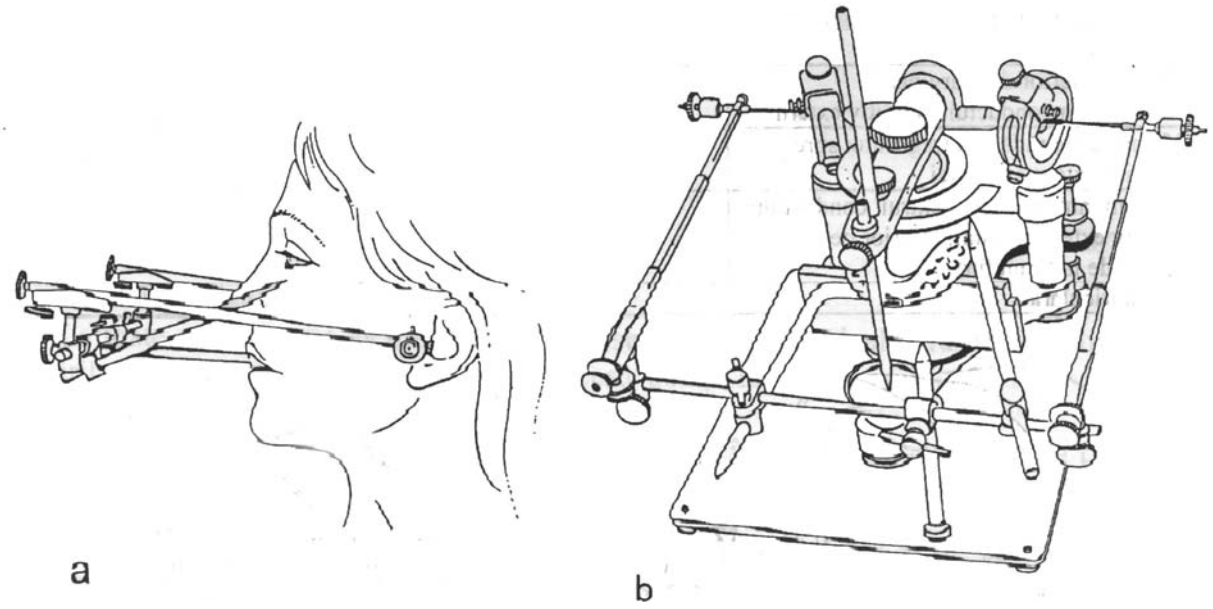


Fig. 4.13. a. Mişcârile acului de înregistrare în cursul rotatiei pure în jurul axei balama; b. direcţia de corectare a poziţiei acului de înregistrare spre centrul mişcării de rotaţie. 1 - cranial, 2 - mezial, 3 - ventral, 4 - distal.

Unul dintre cele mai utilizate este **arcul facial d'Almore,** asemănător ca şi construcţie cu arcul de localizare a axei balama, cu menţiunea că are în plus încă un braţ lateral, cu aceleaşi trei

componente şi o tijă articulată de braţul orizontal, care permite localizarea unui reper cranian fix (fig.4.14a).

După efectuarea înregistrărilor, complexul arc facial - furculiţă de amprentă este transferat pe un articulator parţial sau total programabil, ale cărui repere coincid cu cele stabilite pe pacient (fig. 4.14 b)



' Fig. 4.14 a. Arcul facial d'Almore. instalat pe pacient în planul axă balama - punct suborbitar; b. arcul facial d'Almore cu înregistrarea poziţiei maxilarului, transferat pe articulatorul pairţial programabil Dentatus.

în practica stomatologicâ de rutină, determinarea şi înregistrarea individuală a axei balama este laborioasă şi nu aduce, în situaţiile normale, nici un avantaj terapeutic deosebit. Pentru obţinerea unor rezultate clinico-tehnice satisfăcătoare este suficienta realizarea unei înregistrări pe baza axei balama arbitrare şi montarea modelelor în articulator conform acesteia. In aceste situaţii se utilizează aşa-numitele **arcuri faciale „anatomice"** - instrumente simplificate, care se montează la nivelul punctelor de emergenţă ale axei balama arbitrar alese (22, 43). In general, se consideră că o eroare de 5 mm în localizarea axei balama reale produce o eroare de poziţionare a modelului inferior în articulator în sens anterio-posterior de 0,2 mm (66).

Aceste arcuri faciale anatomice sunt prevăzute cu olive auriculare care se plasează la nivelul conductului auditiv extern, fiind astfel construite încât axa balama să fie deplasată după o valoare medie cunoscutâ. Astfel, în cazul utilizării articulatorului parţial programabil Whip-Mix, când panta tuberculului articular este înclinată la 30°, axa balama se aflâ la aproximativ 6 mm anterior şi 2 mm înăuntru de centrul olivei auriculare. Acest tip de instrumente sunt prevăzute cu un stopper nazal, care permite stabilizarea arcului pe pacient şi/sau cu un indicator care se fixează în planul orizontal de referinţă, de obicei, planul de la Frankfurt.

La ora actuală există numeroase tehnici de localizarea arbitrară a axei balama, care să fie utilizată ca şi reper posterior de referinţâ în vederea efectuârii unei înregistrări cu un arc facial anatomic. în tabelul 4.1 este prezentată o comparaţie între acurateţea diferitelor metode de localizare arbitrară faţâ de cea cinematică a axei balama (66).

In figura 4.15 sunt prezentate schematic instalarea unui arc facial anatomic pe pacient pentru efectuarea înregistrărilor specifice şi montarea modelului maxilar în articulator, operaţii care nu prezintă dificultăţi.,

Tabelul 4.1

Comparaţie între acurateţea diferitelor metode de localizare arbitrară a axei balama (66)

Măsurători şi marcaje ale axei balama arbitrare	Axa balama arbitrarâ se aflâ în perimetrul a 6 mm faţă de	Autorul metodei de localizare a axei balama
13 mm de la marginea posterioară a tragusului, pe linia tragus - unghi	98,0 92,1 58,3	Schallhorn Beyron Beck
13 mm anterior de marginea	16,7 40,0	Beck Lauritzen şi Bodner
13 mm de la rădăcina tragusului	33,0	Teteruck şi Lundeen
10 mm anterior de centrul conductului auditiv extern şi 7 mm	83,3	Beck
Axa auriculară	75,5	Teteruck si Lundeen

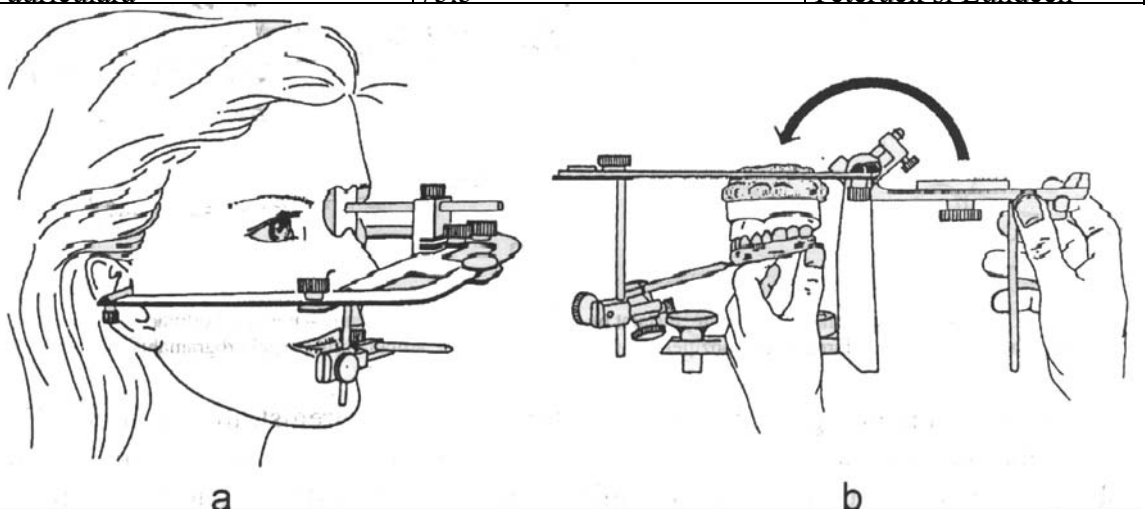


Fig. 4.15. a. Arc facial anatomic instalat pe pacient;
b. montarea modelului maxilar pe baza înregistrării realizate cu arcul facial anatomic.

4.3. ÎNREGISTRAREA MIŞCĂRILOR MANDIBULEI

Mişcările mandibulei, în situaţia existenţei unei ocluzii fiziologice şi a unei armonii neuromusculare, nu produc suprasolicitări la nivelul dinţilor. Când echilibrul ocluzal este dereglat, pot apare apar tulburări funcţionale la *Jocus minoris resistentiae"* (63).

Deşi disfuncţiile temporo-mandibulare (cranio-mandibulare) recunosc în etiologia lor **cauze** multiple, trebuie avut în vedere că orice terapie stomatologică trebuie să prevină o

deteriorare a echilibrului ocluzal, având drept scop final refacerea acestuia, prin excluderea suprasolicitărilor articulare sau a malpoziţiilor condiliene.

De aceea, protetica fixă modernă nu se poate dispensa de simulatoare - instrumente de înregistrare a rapoartelor intermaxilare statice şi/sau dinamice, utile atât în scop diagnostic, cât şi terapeutic.

Particularitâţile morfologice ale elementelor care compun articulaţia temporo-mandibularâ umanâ permit efectuarea de mişcări tridimensionale în plan frontal, sagital şi orizontal.

Mişcările mandibulei pot fi (22, 54, 63):

- funcţionale şi voluntare;

- simetrice sau asimetrice;

- cu sau fărâ contact interdentar

- simple sau complexe

- limitâ (extreme).

La toate aceste tipuri de mişcâri putem observa poziţii terminale, traseele reproductibile al mişcârilor mandibulei desfaşurându-se între aceste poziţii limită.

Mişcările funcţionale nu pot fi reproduse exact.

Pentru analiza funcţională a mişcărilor mandibulei în diferite planuri, se aleg puncte de referinţâ, reprezentate în general, de punctul interincisiv inferior şi centrul imaginar al condililor (axa **balama).**

Analiza mişcărilor mandibulare nu se poate face decât respectând următoarele puncte de pornire(22); .

• poziţia de referinţă - poziţia diagnostică a mandibulei este **RC;**

• mişcârile efectuate de mandibulă nu sunt mişcâri pure, ci combinate câte două sau mai multe. Excepţia o constituie doar mişcarea de deschidere-închidere, care este o roţaţie purâ pe o amplitudine de aproximativ 15-20 mm;

• mişcările limită, de maximă amplitudine, fără să fie funcţionale, trebuie determinate şi reproduse pentru că sunt caracteristice fîecărui individ prin traiectoriile şi ariile descrise în cursul lor.

Mişcările mandibulei, cu sau fără contact interdentar, simt dirijate de reflexe medulare cu coordonare centrală, dar sunt ghidate local de doi factori care determinâ direcţia concretâ a mişcării:

• determinantul posterior (factor sau determinant posterior) - **ghidajul condilian** sau **articular,** reprezentat morfologic de cele două **ATM,** prin condilii şi pantele tuberculilor articulari. Unii îi mai atribuie denumirea de **„factor de control posterior".** Este considerat a avea o valoare fixâ care nu se modifică în cursul vieţii.

• determinantul mijlociu sau **muscular** la nivelul **ADM** este reprezentat de muşchii mobilizatori ai mandibulei, Studiul morfologic şi fiziologic al musculaturii de la acest nivel poate evidenţia funcţia sau disfuncţia temporo-mandibulară. Deoarece musculatura **ADM** este tributară inervaţiei locale, determinantul mijlociu este cunoscut în literatura de specialitate şi ca **determinant neuro-muscular.**

• determinantul anterior - ghidajul anterior.

Mişcările determinate doar de câtre ghidajul condilian, posterior sunt cele mai ample mişcâri pe care le poate efectua mandibula — **mişcâri limită** sau **extreme.** Acestea sunt reproductibile şi nu sunt afectate de variaţiile dimensiunii verticale şi nici de prezenţa sau absenţa dinţilor.

Ghidajul anterior este o **relaţie dinamică** care se stabileşte între dinţii anteriori în cursul mişcărilor funcţionale şi determinâ limitele mişcărilor segmentului anterior al mandibulei.

în sens mai larg, termenul defineşte rolul jucat de toţi dinţii în ghidajul mişcărilor mandibulei. în cadrul elementelor care caracterizează ghidajul anterior trebuie facută diferenţa între **panta retoincisivă,** care are un **caracter pur morfologic** şi **traiectoria incisivă,** care este **rezultanta combinării factorilor morfologici cu factorii funcţionali.** Ea depinde de angulaţia implantării încisivilor maxilari, conformaţia feţelor palatinale, raportul între overjet şi overbite, curbura arcadei etc.

Rolul principal al determinantului anterior este reprezentat de protejarea parodonţiului dinţilor cuspidaţi împotriva forţelor orizontale care apar în timpul propulsiei sau al mişcărilor de lateralitate, permiţând dezocluzia dinţilor laterali în cursul acestor mişcări. Mişcările segmentului anterior al mandibulei sunt dependente şi de musculatură, care limitează amplitudinea mişcărilor limită reducându-le la mişcări funcţionale, care pun dinţii anteriori în diferite poziţii de contact.

Aria care înscrie limitele mişcărilor funcţionale (mişcări care se desfaşoară în cursul diferitelor funcţii ale **ADM),** dirijate de muşchi şi de ghidajul anterior este denumită **„anvelopa funcţională",** care este cuprinsâ în perimetrul ariei mişcârilor limită, permise de determinantul posterior. (vezi cap. 3).

Prin apariţia stării de edentaţie, în general şi în special de edentaţie totală se schimbă foarte mult condiţiile anatomice şi neuromusculare care declanşau, reglau şi influenţau mişcările mandibulare. Determinantul anterior se modifică şi dispare complet la edentatul total.

Determinantul posterior - ATM - este singurul element care rămâne teoretic nemodificat, **RC** fiind unul dintre reperele fundamentale necesare realizării rapoartelor dento-maxilare funcţionale. Există însă disfuncţii ocluzale, care pot genera în timp modificări morfologice la nivelul pantei tuberculului, condilului şi discului articular.

Mişcârile mandibulei sunt de fapt mişcâri tridimensionale (se desfăşoarâ concomitent în trei planuri ale spaţiului) (54), care pot fi, din punct de vedere analitic, descompuse în trei proiecţii plane. De asemenea, fiecare mişcare plană obţinutâ este constituitâ din douâ mişcâri simple, o rotaţie şi o translaţie, într-un raport variabil.

Reconstituirea analitică a mişcărilor originale se efectuează prin procese reciproce, fiind sufîciente proiecţiile în două planuri ortogonale.

În realitate, mişcârile mandibulei (limită şi funcţionale), care se desfaşoară în cele trei planuri (sagital, orizontal şi frontal) cuprind raport variabil rotaţia şi translaţia, raport ce trebuie estimat în fiecare moment pentru a putea reproduce mişcarea. Acest fenomen a fost definit de anglo-saxoni prin termenul de **„timing",** iar de către Leibowitch prin **„orar al mişcării"** (22. 54).

Unul dintre instrumentele mecanice perfecţionate de înregistrare a mişcărilor mandibulare este **pantograful,** de aceea vom analiza înregistrările realizate cu ajutorul lui.

Pantograful, comparativ cu **arcul facial,** este un instrument mai complex şi mai exact de înregistrare grafică a mişcârilor mandibulare.

Termenul de pantograf nu este foarte bine ales, deoarece presupune existenţa unui instrument de desen care conţine un paralelogram articulat, destinat creşterii sau reducerii unui model.

Articulaţia temporo-mandibulară nefiind accesibilă, se pot studia doar rezultantele la distanţă ale mişcărilor mandibulei.

Pantograful materializează, cu ajutorul tijelor şi al plăcuţelor de înregistrare, traseele mişcărilor în diferitele planuri ale spaţiului. Această multiplicare a înregistrărilor permite definirea caracteristicilor mişcărilor respective (54).

Pantograful este constituit din:

• **parte intraorală,** destinată fixării portamprentei şi dezangrenării dinţilor cu ajutorul unui punct de sprijin central, care glisează liber pe suprafaţa antagonistă şi „eliberează" mişcările mandibulei;

• **parte extraoralã,** constituită de două arcuri faciale independente care prezintă tijele sau plăcuțele de înregistrare, fixat fiecare la o arcadă cu ajutorul gutierelor.

Toate pantografele au un **sistem de referință,** definit de:

• axa balama şi

• punctul anterior, pentru a permite transferul pe un **articulator parțial sau total programabil.**

Fiecare mişcare mandibulară se traduce printr-o traiectorie înscrisă pe **fiecare** plăcuță de înregistrare.

Arcul facial mandibular prezintă şase plăcuțe de înregistrare:

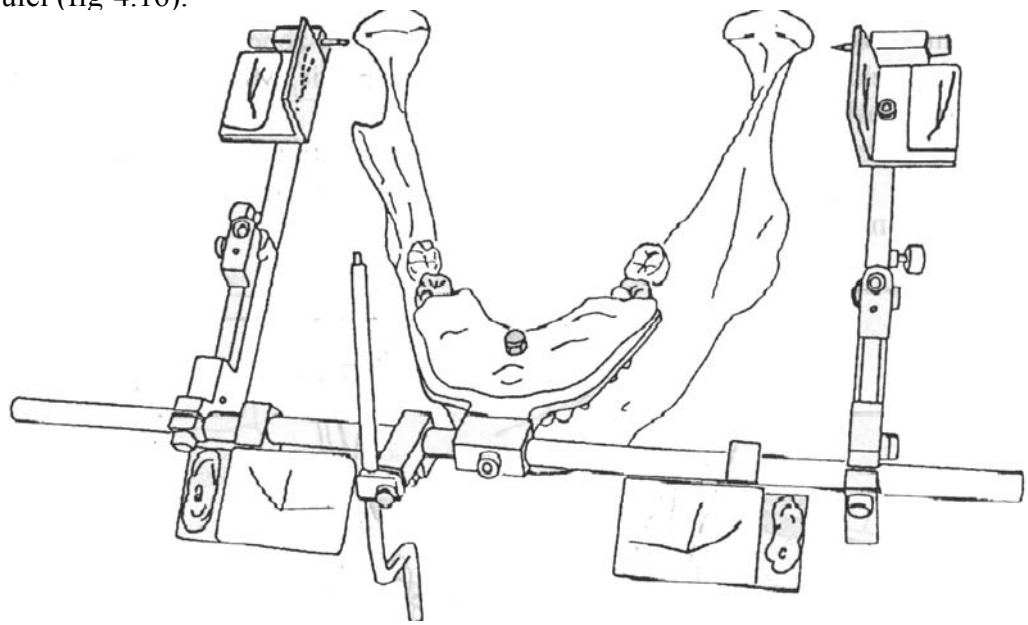
• două plăcuțe anterioare susținute de bara transversală şi situate într-un plan care trece, aproximativ, prin axa balama;

• patru plăcuțe posterioare, pe fiecare braț lateral câte două, perpendiculare pe axa balama:

• o placă sagitalâ

• o placă orizontală, în planul brațului.

Brațele posterioare sunt prevăzute şi cu un reper ajustat în conformitate cu axa balama. Ansamblul acestui arc mandibular reprezintâ partea mobilă a pantografului, solidară cu mişcările mandibulei (fig-4.16).



Fig, 4.16. Arcul mandibular al pontografului, cu placuțele de înregistrare.

Arcul maxilar este prevăzut cu şase tije de înregistrare plasate perpendicular pe plăcuțele opuse. Acesta reprezintă partea fixă a pantografului.

Tijele sunt menținute în poziție retractată printr-un sistem pneumatic, deci chiar şi atunci când presiunea este întreruptă de către operator, un arc le menține în contact cu plăcuțele.

Presiunea tijei pe hârtie imprimabilă realizează înregistrarea grafîcă.

După ce s-au efectuat înregistrările, cele două arcuri faciale se solidarizează în **RC** şi pantograful se transferă pe un articulator cu ajutorul reperelor unui plan de referințâ.

4.3.1. MIŞCAREA DE PROPULSIE

Propulsia mandibulei, mişcare care se desfaşoară predominant în plan sagital, este compusă dintr-o mişcare spre anterior sub contact dento-dentar până în pozitia cap la cap (protruzie), caracterizată prin proiecția înainte şi puțin în jos a mentonului, şi de o mişcare antero-superioară, fară contact dento-dentar, fiind condiționată de gradul de acoperire a dinților frontali inferiori de către cei superiori (22, 63). Această mişcare se realizează prin:

- **contracția:** • muşchilor pterigoidieni externi (laterali), bilateral şi simetric
  - — fîbrele superioare determinâ propulsia discurilor articulare
  - — fîbrele inferioare determină deplasarea condililor pe panta
  - — tubecului articular
  - • muşchilor pterigoidieni interni (mediali)
  - • fasciculelor anterioare ale muşchilor temporali
  - • muşchilor coborâtori (în mică măsură)
- **relaxarea controlată** a muşchilor retropulsori;
  - • fasciculele posterioare şi mijlocii ale muşchilor temporali
  - • muşchii geniohioidieni
  - • pântecele posterioare ale muşchilor digastrici. Prin alunecarea în plan sagital a incisivilor inferiori pe fețele palatinale ale celor superiori, în excursia mandibulei până la poziția **„cap la cap"** a frontalilor, mişcarea de propulsie trebuie să permită dezocluzia imediată a tuturor dinților laterali, zonele posterioare ale arcadelor dentare fiind zone nelucrâtoare la dentat, în mişcarea de propulsie. Mişcarea de propulsie este de fapt o mişcare de translație.

Pe plăcile orizontale de înregistrare ale pantografului, propulsia se traduce printr-o linie al cârei caracter - drept sau curb - depinde de coordonarea neuro-musculară. Acesta este singurul traseu care nu poate fi reprodus (54) (fig. 4.17).

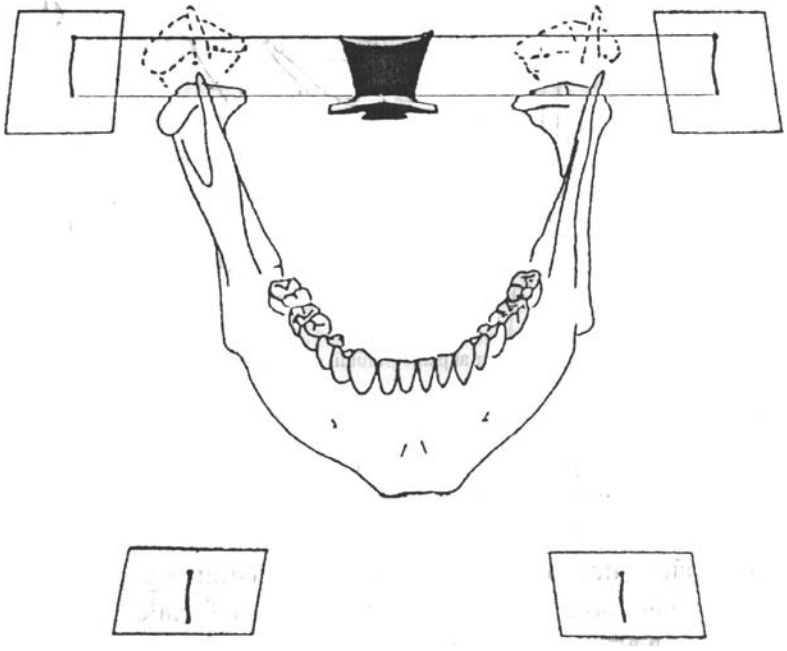
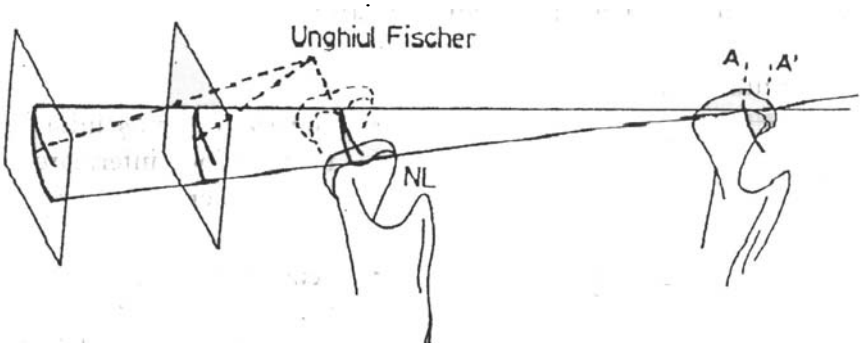


Fig. 4.17. Aspectul traiectoriei de propulsie, înregistrată pe plăcile orizontale ale pantografului.

Mişcarea de propuisie este determinata de înclinarea pantei tuberculului articular (traiectoriei condiliene) (fig. 4.18).

Pe plăcile sagitale, propulsia este tradusă printr-un traseu diferit de cel realizat de condilul nelucrător (orbitant) în mişcarea de lateralitate. Acest traseu nelucrător este rezultatul rotaţiei şi decalajului lateral al condilului opus. Traiectoria descrisă de condilul de pe partea de mediotruzie (partea nelucrătoare) este ceva mai abruptă decât traiectoria condiliană descrisă în cazul unei mişcări pur protruzive (mişcare în plan sagital). Unghiul format între cele două traiectorii (în propulsie şi traseul realizat de condilul orbitant în mişcarea de lateralitate) reprezintă unghiul lui Fischer* (fig.4.19).

Deci **unghiul Fischer** este un unghi de diferenţă, care exprimâ gradul cu care traiectoria condilului orbitant (traiectoria mediană, după Marxkors) este mai abruptă decât traiectoria sagitală (54). în literatură acestui unghi i se atribuie o valoare de **10°,** dar **în realitate valoarea lui este mai mică.** Valoarea mare rezultă din faptul că înregistrarea se face la distanţâ, pe plăcile sagitale ale pantografului care nu sunt paralele cu traiectoria condiliană. Valoarea unghiului va fi cu atât mai mare cu cât înregistrarea se face mai la distantă.



Fig, 4.18. Înclinarea pantei tuberculului articular.

Fig. 4.19. Traiectoria în propulsie şi cea a condilului orbitant înregistrate pe plăcile sagitale ale pantografului, cu evidenţierea unghiului Fisher.

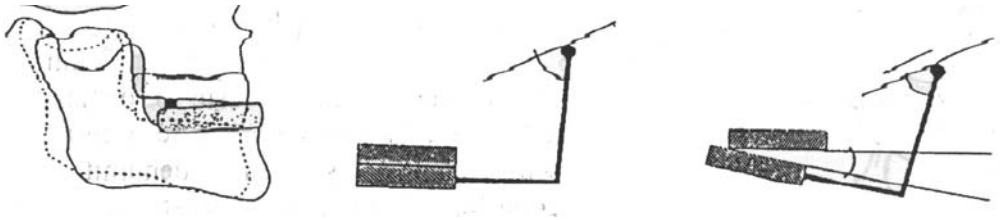


Fig. 4.20. Fenomenul Christensen, prezent şi la edentatul total

Mişcarea de protruzie a mandibulei este determinată de supraocluzia frontală (overbite şi overjet), deci de ghidajul anterior şi de articulaţia temporo-mandibulară. în mişcârile de propulsie, cu sau farâ contact între incisivi, dispar contactele ocluzale de la nivelul dintilor laterali (fig. 4.20). Mărimea spaţiului de inocluzie laterală rezultat este determinată de mârimea overbite-ului şi overjet-ului, precum şi de panta articulară. Acest fenomen a fost descris de către

---

R. Fischer - medic stomatolog elveţian * R. Marxkors - profesor de protetică dentară la Westfălische Wilhelms Universităt, Munster, Germania

Christensen*** şi poartâ numele acestuia fiind prezent atât la dentat, cât şi la edentatul total (22,63).

4.3.2. MIŞCAREA DE COBORÂRE ŞI RIDICARE

Coborârea şi ridicarea mandibulei (respectiv deschiderea şi închiderea gurii) este o mişcare care:

- se face preponderent în plan frontal şi mai atenuat sagital;
— stă la baza îndeplinirii funcţiilor de masticaţie, fonaţie etc.;
- se realizează reflex sau voluntar. **Coborârea** este asigurată de:

• **contracţia muşchilor coborâtori** (deflectori): geniohioidieni, milohioidieni, pântecele posterior al muşchilor digastrici şi fibrele superioare ale pterigoidienilor externi.

• **relaxarea controlată a muşchilor ridicători:** temporali, maseteri şi pterigoidieni interni.

• **Ridicarea mandibulei** este asigurată de:

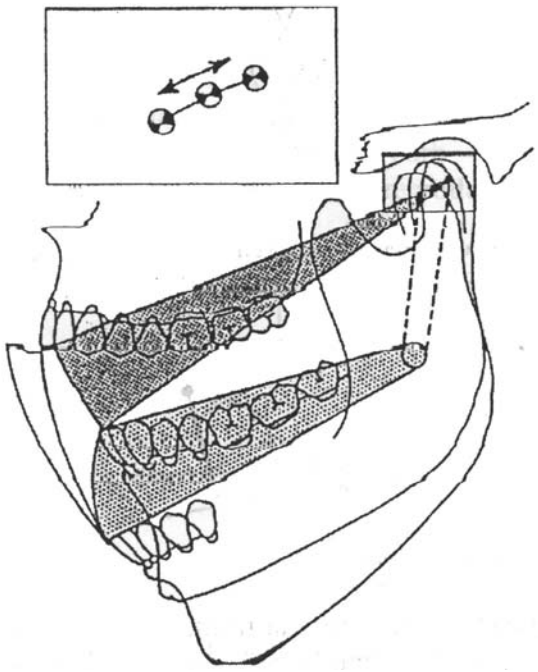


Fig. 4.21. Reprezentarea schematicâ a mişcărilor de vorbire înregistrată în plan sagital.

• **contracţia** muschilor ridicâtori şi a fasciculelor inferioare ale muşchilor pterigoidieni externi, care realizează ridicarea propulsată;

• **relaxarea** muşchilor coborâtori.

La mişcarea de coborâre a mandibulei, în compartimentul infradiscal al **ATM** are loc o rotaţie a condilului, iar în compartimenul superior, supradiscal al **ATM** are loc o translaţie antero-inferioarâ a complexului condil-disc (63).

Deplasarea condililor în plan sagital la mişcări de deschidere este o deplasare postero-anterioară. Traseul descris este o curbă concavă în sens cranian şi este denumit **„traiectorie condiliană";** linia care uneşte cele două puncte externe este paralelă cu panta tuberculului articular (fig. 4.18). Inclinarea acestei pante raportată la planul Camper este în medie de 33° şi raportatâ la orizontala de la Frankfurt de aproximativ 40°.

In figura 4.21. este reprezentată schematic mişcarea de coborâre maximâ, înregistrată în plan sagital. Iniţial are loc o mişcare de rotaţie purâ a condililor în jurul axei balama, urmată de o mişcare de translaţie a condililor pe panta tuberculului articular.

Carl Christensen - medic stomatolog, Kopenhaga, Danemarca(1857-1921).

În figura 4.22 este reprezentată reproducerea pe articulator (comparativ cu pacientul) a fazei inițiale, de rotație pură a condililor în jurul axei balama, din cursul mișcării de coborâre a mandibulei (34).

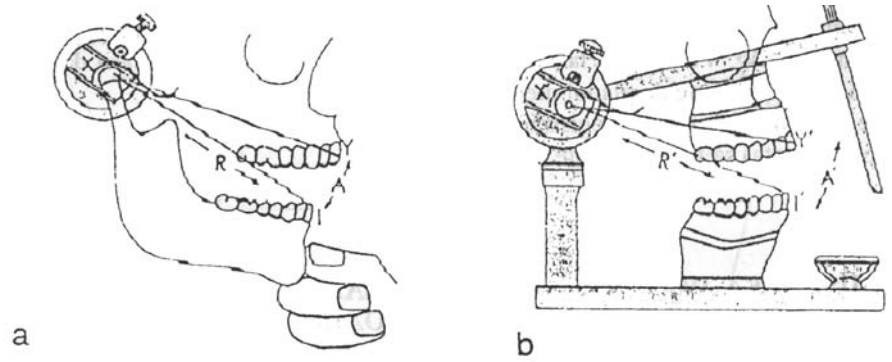


Fig. 4.22. a. Faza inițiala, de rotație purâ în jurul axei balama, a mișcării de coborâre a mandibulei, executată sub conducere manuală; b. reproducerea pe articulator a mișcârii de rota(ie purâ. X - centrul de rotație a mandibulei (axa balama terminala), R - raza de rotație pura a punctului interincisiv inferior; 1 - punctul interincisiv inferior; Y - punctul interincisiv superior, A - arcul de rotație a punctului interincisiv inferior, X' - centrul de rotatie a arliculatorului, R' - raza de rotație a punctului interincisiv inferior al modelului montat în articulator, I' - punctul interincisiv inferior al modelului montat în articulator; Y' - punctul interincisiv superior al modelului montat în articulator (34).

4.3.3. MIŞCAREA DE LATERALITATE

Mişcarea de lateralitate a mandibulei - lateropulsie sau mişcarea de diducție este de fapt o deplasare complexă în sens orizontal asociată cu o uşoară coborâre sau propulsie (63). Mişcarea de lateralitate (de diducție) se realizează prin:

- **contracția** - unilaterală a muşchilor pterigoidieni externi, ajutați şi de muşchii pterigoidieni interni şi muşchii coborâtori ai mandibulei.

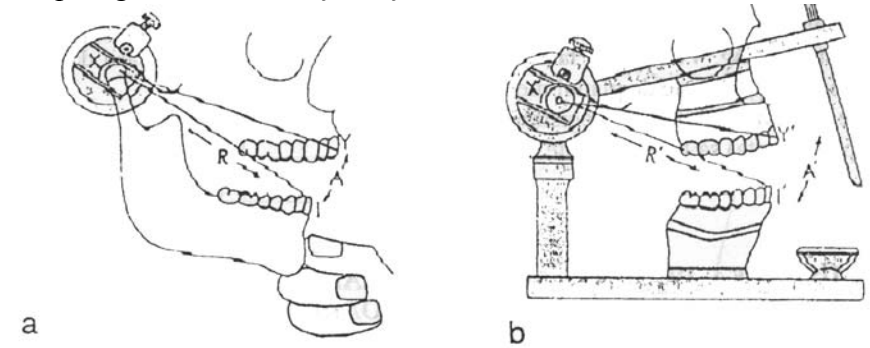


Fig. 4.23. Reprezentarea latero- şi mediotruziei.

Asistăm la o excursie combinată, asimetrică a condililor, cu sau fârâ participarea ghidajului dentar. Condilul **de partea nelucrătoare (orbitant)** realizează o mişcare de

amplitudine destul de mare, deplasându-se spre anterior, medial şi inferior - **mişcarea**

Ackermann, după numele celui care a descris-o. Condilul de **partea lucrătoare (pivotant)** se deplasează foarte puțin, pe o traiectorie infero-laterală, cu devieri supero-posterioare sau supero-anterioare, realizând **mişcarea descrisă de Bennett.**

Termenii de latero- şi mediotruzie se referă fie la mişcarea în sine a mandibulei spre lateral şi posterior (fîg. 4.23 a), fie la o hemimandibulă, care în cursul mişcării de lateralitate se îndepârteazâ sau se aproprie de planul medio-sagital (fig. 4.23 b).

Este recomandabil ca înregistrârile pantografice ale unei mişcâri de lateralitate (de exemplu spre dreapta) să fie examinate plan cu plan.

4.3.3.1. MIŞCAREA DE LATERALITATE DREAPTĂ ÎNREGISTRATÂ ÎN PLAN ORIZONTAL PE PLĂCUȚELE POSTERIOARE ALE PANTOGRAFULUI

Cercetări riguroase au arâtat că, condilul orbitant (de partea de balans - partea nelucrătoare) nu descrie un traiect rectiliniu, ci, în general, la începutul deplasârii face o mică translație mediană. Această deplasare mediană executatâ de condilul pârții nelucrătoare, este determinată de **mişcarea Bennett** (executată de condilul părții active - condilul pivotant) şi numită **„side shift"** (deplasare lateralâ).

Deplasarea respectivă, denumitâ de Marguelles-Bonnet **„decalaj lateral"** al mandibulei (54), este o translație care se produce fie la debutul mişcării (decalaj lateral imediat — immediate side shift) sau poate fi distribuit mai mult sau mai puțin de-a lungul întregii mişcâri (decalaj lateral progresiv - progresive side shift).

Pe plâcile orizontale posterioare ale pantografului acest decalaj va apârea în modul următor:

• pe partea nelucrătoare stiletul se deplasează de la centrul plăcuței m jos;

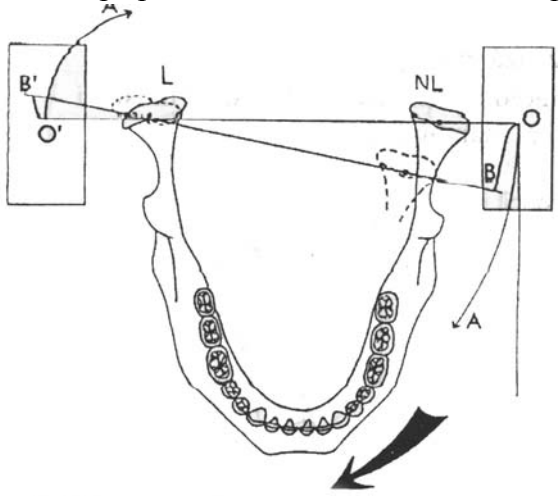


Fig. 4.24. Mişcarea de lateralitate dreaptâ, înregistratâ pe Placuțele orizontale posterioare ale pantografului: dacâ condilul pivotant execută o rotație simplâ, traseele orizontale vor fi OA şi O'A'. Decalajul lateral imediat, combinat eu rotația induce traseele OB şi O'B'.L-condilul de partea lucrătoare, NL - condilul de partea nelucrâtoare.

• pe partea lucrătoare - deplasarea este m sus - mişcarea Bennett (fig. 4.24).

Această deplasare spre exterior poate prezenta o componentă anterioară sau posterioară, care la nivelul condilului pivotant corespunde unei latero-propulsii sau latero-retruzii, pe plâcuța de partea lucrătoare orientarea traseului fiind afectată de mişcarea de rotație.

Traseul realizat de condilul orbitant (spre anterior, medial şi inferior) descrie cu planul sagital **unghiul Bennett** (fig. 4.25). Valoarea acestui Unghi depinde de punctul de punctul de referință ales pe traseu(în fig. 4.25, punctul B). de notat că atunci când nu există un decalaj lateral, apare totuşi un mic unghi Bennett (fig. 4.25, unghiul DOX.

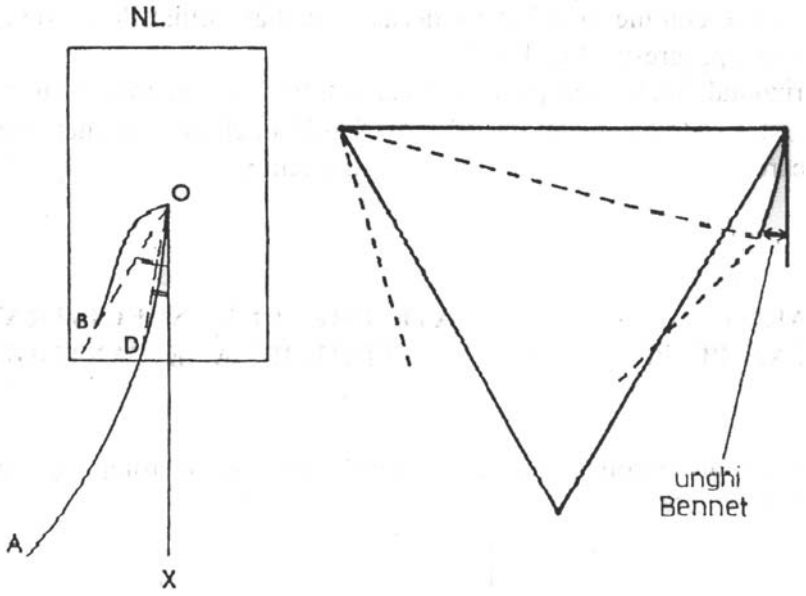


Fig. 4.25. Unghiul Bennett. BOX - unghiul Bennett înregistrat pe plăcuța posterioară a pantografului în timpul unei mişcari de lateralitate, DOX - unghiul Bennett în lipsa decalajului lateral, NL - condilul de parte nelueratoare

Guichett (35, 36) a analizat deplasarea condilului orbitant, fragmentând-o în două părți: parte inițială de 4 mm şi restul traseului. Decalajul lateral (translația) se produce, de obicei, la începutul mişcării.

În funcție de momentul şi modul m care se produce decalajul lateral, distingem **patru tipuri de trasee** (fig.4.26):

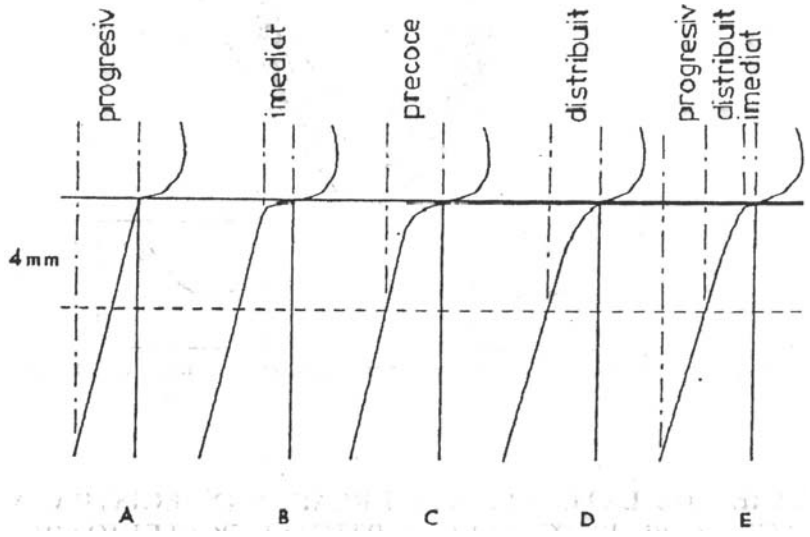


Fig. 4.26. Traseele diferite ale condilului orbitant, în funcție de tipul decalajului lateral.

progresiv - decalajul lateral este repartizat de-a lungul întregii mişcări (fig. 4.26, traseul A);
imediat - decalajul lateral se produce în totalitate la debutul mişcării (fig. 4.26, traseul B);
precoce - se produce rapid, în primii 4 mm (fig. 4.26, trasul C);
distribuit - este repartizat pe parcursul primilor 4 mm (fig. 4.26, traseul D).

Un traseu poate conține la debut un decalaj imediat, urmat de o zonă unde acesta este repartizat şi se termină progresiv (fig. 4.26 E).

În plan orizontal, înclinarea părții a doua a traiectului în raport cu planul sagital este relativ constantă, cu o valoare medie de 7,5°. Variațiile unghiului Bennett sunt dependente de decalajul lateral, care prezintă variații individuale importante.

43.3.2. MIŞCAREA DE LATERALITATE DREAPTĂ ÎNREGISTRATĂ ÎN PLAN ORIZONTAL PE PLĂCUȚELE ANTERIOARE ALE PANTOGRAFULUI

Aceste înregistrâri permit localizarea axelor verticale de rotație şi verificarea reglârii articulatomlui (fig. 4.27.) (54).

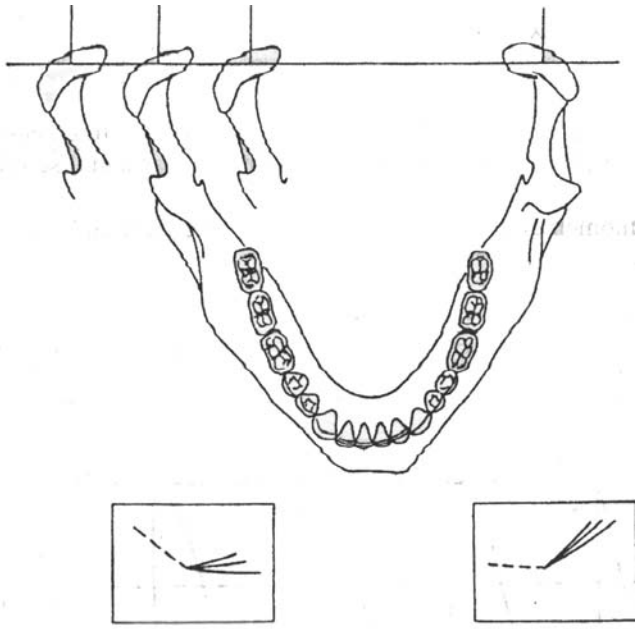


Fig. 4.27. Pe plâcuțele orizontale anterioare sunt înregistrate trei trasee, inferior de deplasarea axului vertical.

4.3.3.3. MIŞCAREA DE LATERALITATE DREAPTĂ ÎNREGISTRATĂ ÎN PLAN SAGITAL PE PLĂCUȚELE VERTICALE POSTERIOARE ALE PANTOGRAFULUI

Decalajul lateral este absorbit de efectul telescopic al stiletului pantografului. **Pe** plăcuțele verticale posterioare se înscrie efectul rotației m jurul axei verticale şi a axei orizontale antero-posterioare. Aceste două rotații combinate produc traseele de partea lucrătoare şi nelucrătoare (fig. 4.28) (54):

• **de partea nelucrătoare** - curbă orientată în jos şi înainte;

- **de partea lucrătoare** - traseu mai scurt, orientat în general în sus şi înapoi,

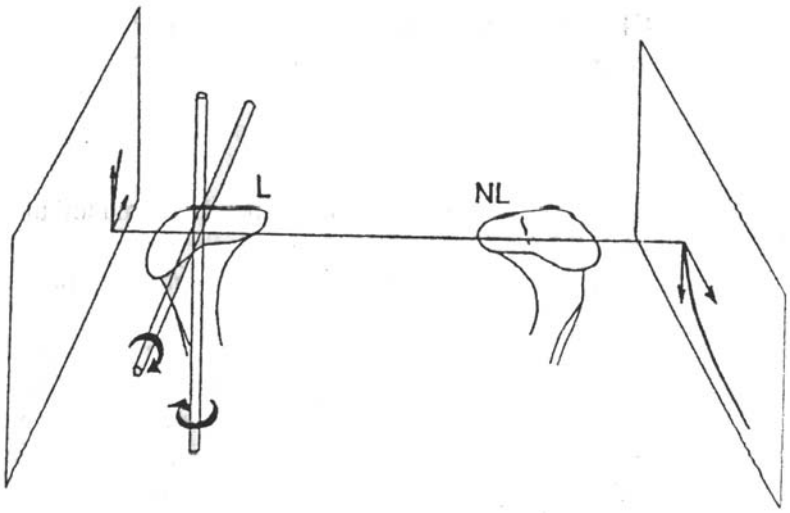


Fig. 4.28. Traseele înregistrate pe placuțele verticâle posterioare sunt rezultatul combinării celor două rotații. L - condil lucrător, NL - condil nelucrător.

în cursul mişcârii de lateralitate a mandibulei, condilul pivotant se deplasează în toate direcțiile, descriind un con (conul lui Guichct). Această deplasare modifică forma traseului pe plăcuța sagitalâ de partea lucrătoare şi creşte sau scade deplasarea în sus şi înapoi a stiletului, integrând combinarea mişcării de rotație.

Mişcarea de lateralitate stângă se înregistrează şi analizează m mod analog cu mişcarea de lateralitate dreaptă.

Valorile înregistrate ale mişcârii şi unghiului Bennett au o importanță deosebitâ în protetica fixă şi tehnica dentară.

Prin transpunerea într-un articulator individual a particularităților traiectoriilor orizontale ale mandibulei se va putea asigura redarea unei morfologii ocluzale funcționale lucrârilor protetice, atât sub raportul mărimii cuspizilor şi înclinârii versantelor cuspidiene, cât şi a orientării şanțurilor intercuspidiene, a crestelor marginale şi a foselor ocluzale.

în figura 4.29 sunt prezentate toate înregistrările mişcărilor mandibulei, realizate cu ajutorul pantografului (22).

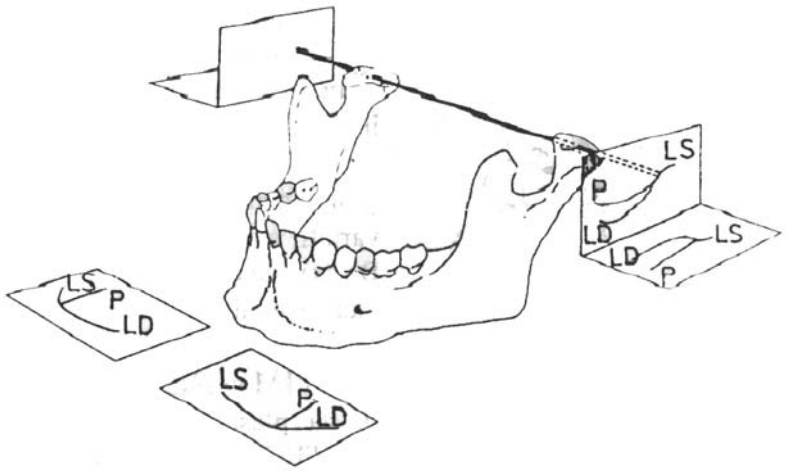


Fig. 4.29. Traiectoriile mişcârilor mandibulei înregistrate cu un pantograf: LD - lateralitate dreaptâ. LS - lateralitate stângâ, P - propulsie (22).

4.3.4. ÎNREGISTRAREA DEPLASĂRILOR PUNCTULUI INTERINCISIV INFERIOR ÎN CURSUL MIŞCĂRILOR MANDIBULARE

După cum am mai amintit, înregistrarea şi analiza mişcărilor mandibulei se poate face în plan sagital, orizontal şi frontal.

Deplasările punctului interincisiv în cursul mişcărilor în plan **sâgîtal** au fost descrise de Posselt(61)(fig.4.30).

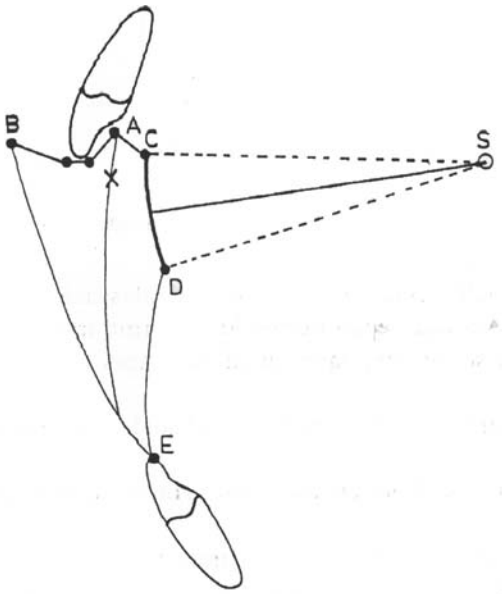


Fig. 4.30. Deplasările punctului interincisiv în plan sagital (diagrama Posselt): A - PIM, B - pozitia de protruzie maxima, C - pozitia de RC, C-D - miscare de rotaţie pură în jurul axei balama, S - axa balama (şarnieră), E - deschidere maximâ, X - poziţia de posturâ a mandibulei

Traiectoriile descrise de punctul interincisiv în cursul mişcărilor de protruzie, retruzie şi lateralitate, înregistrate în plan **orizontal** pentru prima datâ de către Gysi (37), cu autorul unui dispozitiv extraoral, formează aşa-numitul **„arc gotic"** (unghiul simfizar).

La ora actualâ se practică predominant înregistrarea grafică intraoralâ, cu placâ de înregistrare şi ştift central. Pacientul execută mişcări maxime de protruzie, retruzie şi lateralitate, traiectoriile înregistrate descriind un unghi, al cârui vârf reprezintâ poziţia cea mai retrudatâ a mandibulei, faţă de care **PIM** este, de obicei, decalatâ cu 0,5 - 1,5 mm (fig.4.31)(22).

Diagrama din figura 4.32 reprezintă mişcârile m plan frontal ale punctului interincisiv inferior (74). Extremitatea superioarâ a acestei diagrame reflectâ poziţiile mandibulo-craniene cu contact dento-dentar. Mandibula porneşte din **PIM** şi se deplaseazâ spre lateral (dreapta, de exemplu), ajungând în poziţia de „cap la cap" în lateralitate, executând apoi lateralitatea maximâ. Din aceastâ poziţie urmează o mişcare de coborâre maximă şi apoi închidere până în **PIM,** trecând prin **PP.**

în cazul când **PIM** coincide cu **RC** (point centric) sau între **PIM** şi **RC** nu există variaţii ale **DVO** (long centric fără modificarea **DVO),** diagrama deplasărilor mandibulare în plan frontal are drept extremitate superioarâ un punct corespunzâtor **PIM = RC.** Atunci când între **PIM** şi **RC** există diferenţe ale **DVO, RC** se va plasa în interiorul ariei de mişcare a mandibulei în plan frontal.

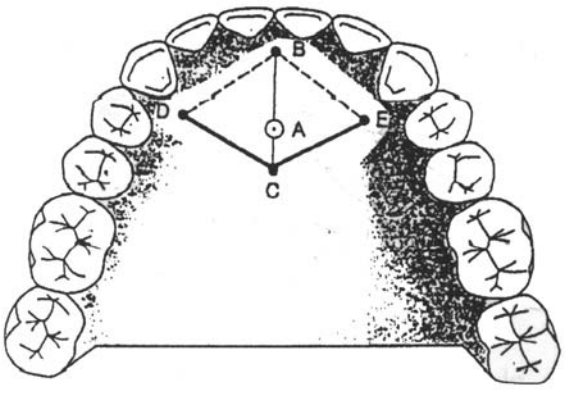


Fig.4.31.Deplasârilepunctuluiinterincisiv înregistrate intraoral în plan orizontal. A - PIM, B - protruzia maximâ, C - retruzia maximă, D şi E - lateralitate maximâ

4.3.5. CICLUL MASTICATOR

Până acum am descris **anvelopa mişcârilor limitâ,** determinate de structurile anatomice şi de fiziologia **ATM,** dar foarte important pentru un pacient ce urmează a fi reabilitat protetic este cum se va comporta restaurarea proteticâ fixâ în cursul desfaşurârii funcţiilor SS.

Masticaţia este una din funcţiile cele mai importante ale **ADM,** m cursul căreia mandibula executâ mişcări complexe, dificil de simulat.

Pentru studiul acestor mişcâri, au fost utilizate o serie de metode, cum sunt kinematografia, electromiografia, kineradiografia, axiografia, tehnici fotoelectrice, cât şi procedee electromagnetice.

In decursul anilor, pentru a înţelege procesul de masticaţie, au fost efectuate diferite cercetări antropologice, cu studierea faţetelor de abrazie ale dinţilor naturali.

Mişcările din timpul **ciclului masticator** nu sunt mişcâri ritmice de deschidere şi închidere. Ele includ o mişcare protruziv-retruzivâ, o mişcare de rotaţie în plan orizontal, cât şi o deplasare lateralâ a mandibulei.

Lundeen şi **Gibbs** (52, 53) au înregistrat mişcările efective realizate în timpul desfaşurării funcţiilor de masticaţie şi deglutiţie. Ansamblul acestor cicluri masticatorii constituie **anvelopa funcţională,** în cadrul câreia se desfaşoarâ mişcârile funcţionale.

Reprezentarea grafică a mişcărilor din cursul masticaţiei (fig. 4.33) aratâ că acestea se desfaşoarâ anterior de axa balama terminală şi că nu existâ mişcări de rotaţie pură. Este vorba de o mişcare complexă a condililor, concomitent translatorie şi rotativâ.

Anvelopa funcţională tipică a ciclului masticator la un adult, înregistrată m plan frontal are forma unei picături (fig. 4.34). Dimensiunea mişcârilor masticatorii este de aproximativ jumătate din dimensiunea mişcârilor limitâ.

Ariile ciclurilor masticatorii prezentate în figura 4.35 sunt diferite. La schema din stânga imaginii poziţiile terminale ale mişcărilor funcţionale şi limită coincid, în timp ce schema din dreapta este specifică pacienţilor cu abrazii putemice, rezultate în urma unor parafuncţii de tipul bruxismului (52, 53).

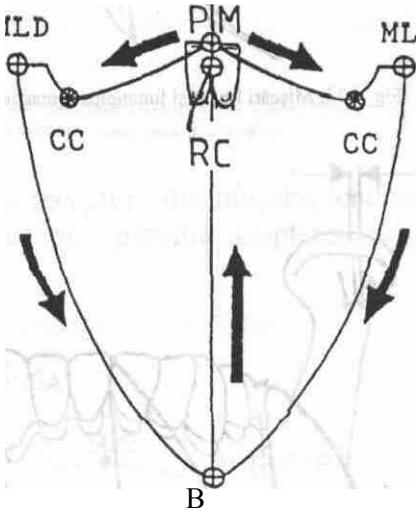


Fig. 4.32. Deplasările punctului interincisiv inferior înregistrate în plan frontal. PIM - poziţie de intercuspidare maximă, RC - relaţie centrica, B - deschidere maxima, CC - poziţie de „cap la cap" în lateralitate, MLD - mişcare de lateralitate dreapta, MLS - mişcare de lateralitate stângă.

Un ciclu masticator descrie, în plan sagital, un traiect de deschidere m propulsie, apoi o închidere până în **RC** şi apoi o alunecare cu contact interdentar, postero-anterioară până în **PIM** (fig.4.36).

În plan frontal se descrie un traiect de deschidere verticală, apoi o închidere în lateralitate de partea lucrătoare şi, în final, o alunecare cu contact interdentar până în **PIM. PIM** este poziţia de plecare şi punctul final al traiectului diferitelor cicluri masticatorii.

Ciclurile masticatorii, caracteristice fiecărui individ, sunt influenţate de **tipologia acestuia** (15) - dominantă verticală la fluocalcici (tocători) şi orizontală la carbocalcici (frecători), de **laxitatea ligamentară** şi de **alimentaţie** (alimentele dure determină cicluri

predominant oblice). Pe de altă parte, Ai şi Ishiwara au demonstrat că înclinarea pantelor cuspidiene influențează în mod egal mişcarea.

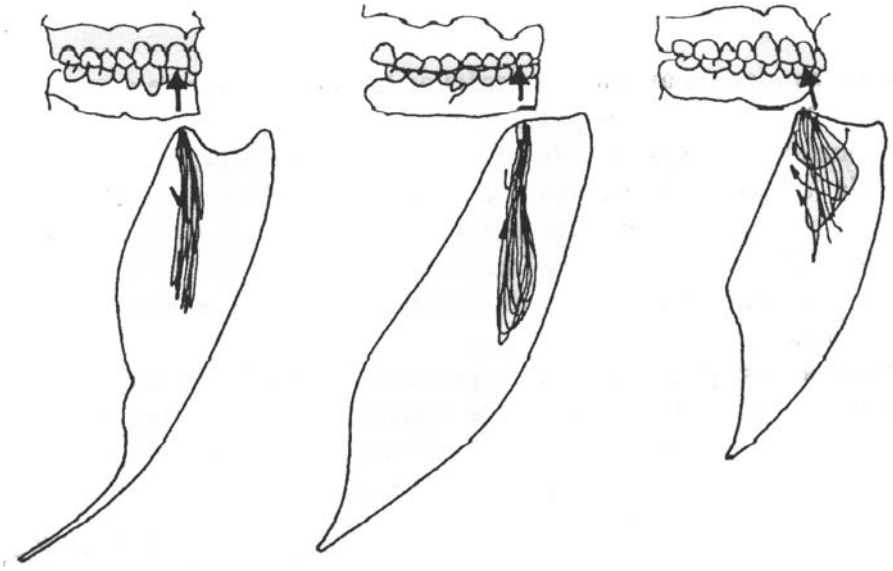


Fig. 4.33. Mişcâri limitâ şi funcționale (masticatorii) înregistrate în plan sagital la trei pacienți adulți (după Lundeen şi Gibs) (53).

Merită subliniat faptul că, în general, la dentat, din totalitatea mişcârilor mandibulare, **numai** o mică parte (după unii autori nici 10%) **sunt destinate ciclului masticator,** iar dintre acestea numai o parte infimă sunt mişcări în care dinții iau contact direct între ei (fig.4.37). Cercetătorii japonezi au demonstrat încă acum două decenii, prin telemetrie că, la **dentat,** în cursul a **24 ore,** dinții ambelor arcade iau contact direct între ei aproximativ 18 **minute, majoritatea contactelor fâcându-se în deglutiție** (22).

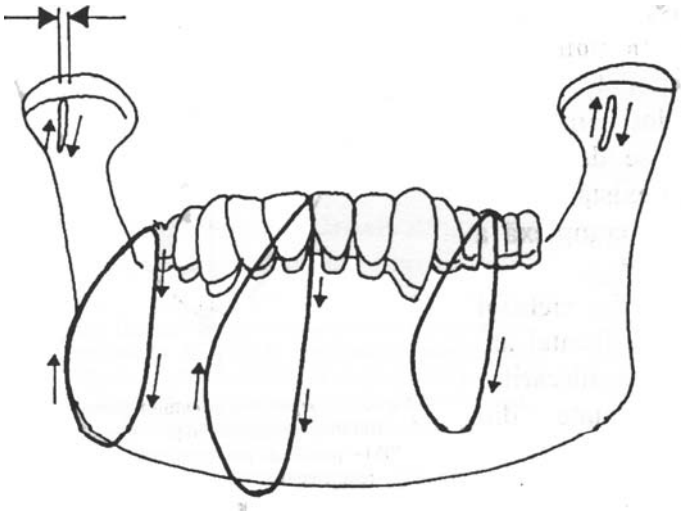


Fig. 4.34. Ciclul masticator înregistrat în plan frontal, la nivelul incisivilor şi molarilor primi inferiori (după Lundeen) (52, 53).

De fapt, în cadrul unui ciclu masticator automatizat există trei tipuri de mişcâri:

1. mişcări mandibulare fără contacte interdentare, formând majoritatea mişcărilor mandibulare automatizate;

2. mişcâri mandibulare automatizate cu contacte interdentare, dintre care, funcțional, majoritatea se fac în deglutiție;

3. mişcări limită.

Programarea funcției masticatorii urmează un circuit lung, incluzând şi centrii nervoşi corticali. Acest mecanism poate deveni un reflex condiționat, fiind însă obligatorie existența unei căi de închidere constante, deci un ghidaj cuspidian şi o **PIM** precisă. **Controlul** mişcărilor în fază terminală implică trei mecanisme:

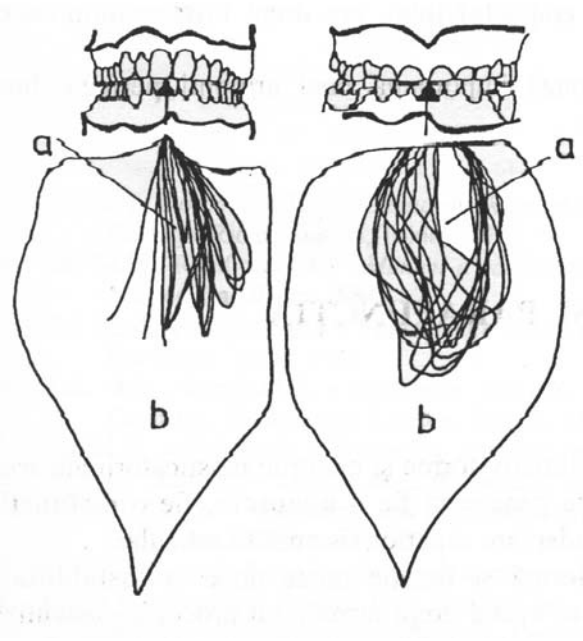


Fig. 4.35. Ariile mişcarilor limitâ şi masticatorii înregistrate în plan frontal la doi adulţi cu caracteristici ocluzale diferite (52,53):
a - aria mişcârilor funcţionale, b - aria mişcârilor limită.

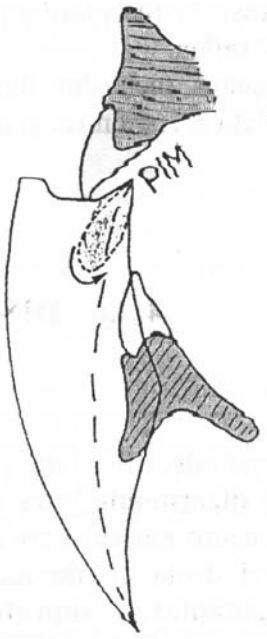


Fig. 4.36. Anvelopa funcţionala a mişcărilor mandibulare, descrisâîn cadrul unui ciclu masticator.

1. procesul voluntar - datoritâ informaţiilor culese de receptorii din muşchi, tendoane, piele, mucoase şi **ATM** (zona bilaminară), sistemul proprioceptiv permite adaptarea neuro-musculară la situaţia prezentă.

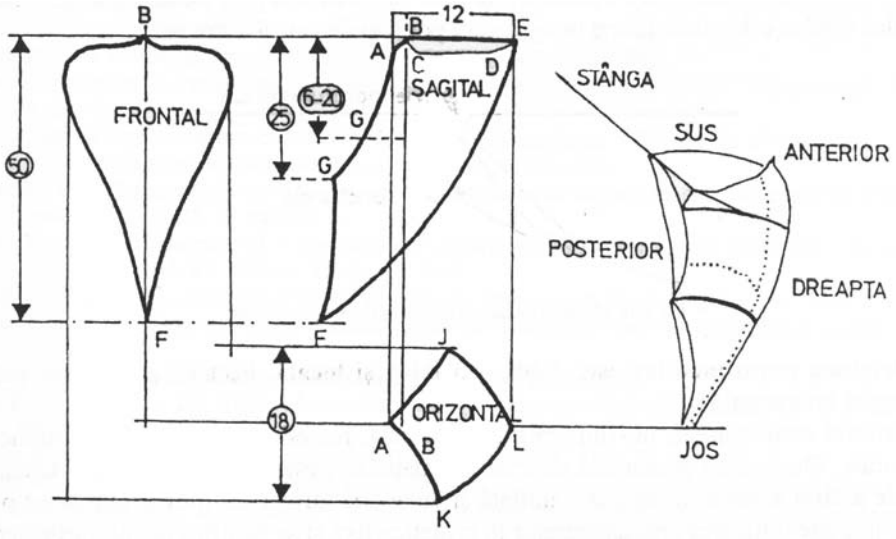


Fig. 4.37. Diagrama mişcârilor limită la dentat (22): A - relaţie centricâ, B - intercuspidare maximâ, C - ocluzie cap la cap, AG - traiectoria de deschidere a gurii în RC (în axâ balama), JAK - unghiul arcului gotic al lui Gysi.

2. procesul mecanic - alunecarea suprafeţelor dentare antagoniste impune traiectoria fmală a ciclului masticator.

3. procesul reflex - un circuit reflex de deschidere asigurâ o modulare imediată (protecţie şi apărare) în timpul funcţiei. Acest reflex de deschidere, obţinut prin inhibarea contracţiei muşchilor ridicători, este controlat m mod normal prin receptorii **ATM** pentm relaţia

dc postură. Absența receptorilor parodontali, la edentatul total, are drept urmare diminuarea acestui control reflex.

Cunoaşterea ciclurilor funcționale subliniază importanța unei armonii perfecte între structurile protetice, anatomice şi neuro-musculare.

4.3.6. DISFUNCȚIA ŞI PARAFUNCȚIA

Anvelopa mişcârilor limită determină aproximativ forma şi ciclurile masticatorii ale ariei funcționale. 0 **dizarmonie între formă şi funcție** generează fie o **adaptare,** fie o **disfuncție** (54). Sistemul neuro-muscular are un potențial de adaptare superior sistemului articular.

La nivel dentar, o neconcordanță între formă şi funcție poate duce la **instabilitate protetică,** la **„adaptarea" suprafețelor de sprijin,** având drept urmare un proces de **osteolizâ** sau la apariția unei **disfuncții.** Utilizarea unui articulator permițe, în majoritatea cazurilor, armonizarea formei cu funcția.

Disfuncțiile sunt mişcâri funcționale perturbate, iar parafuncțiile sunt mişcări nefuncționale, excesive (15).

Mişcârile parafuncționale se situează m perimetrul anvelopei mişcânlor limită (fig.4.38). Ele sunt redate (posibil) prin depresibilitatea discului articular (bruxism centric) şi flexibilitatea mandibulei (în timpul somnului). Parafuncțiile sunt caracterizate prin creşterea forțelor verticale, dar mai ales a celor orizontale foarte nocive, care pot fi şi de cauză iatrogenă.

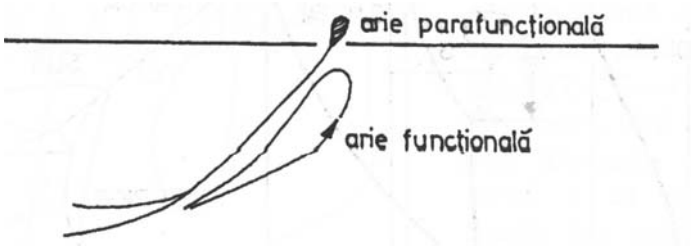


Fig. 4.38. Mişcarea condiliană funcționaia şi parafuncționala.

Originea parafuncțiilor este dublâ - **psihică şi locală.** Factorii psihici pot determina însâ şi singuri bruxismul (54).

Datorită consecințelor lor (hiperplazie, osteoliză, remodelări ale **ATM)** parafuncțiile nu pot fi ignorate. Ele lezează permanent structurile sănătoase, peste limita de toleranță tisulară şi au tendința de a lărgi schema funcțională inițială şi anvelopa mişcârilor limită. Din acest punct de vedere, se impune utilizarea articulatoarelor în protetica fixă şi se justifică echilibrârile periodice.

4.4 Bibliografie

1. Abjean J., Kofbendau J.M. - *Okklusion. KUmschs Âspekte und therapeutische Richtlmien.* Quintessenz, Berlin, Chicago, Rio de Janeiro. Tokio, 1979.
2. Ash M.M., Ramfjord 5.P. - *Manuel d'occlusion pratique,* Ed. Masson. Paris, New York, Barcelone, Milan, Mexico, SaoPaolo, 1984.
3. Ash M.M., Ramfjord S.P. - *Funktionelle Okklusion - Eine Anleitung.* Quintessenz, Berlin, Chicago, London, ^n Sao Paulo, Tokio, 1988.
4. Ash. M.M., Ramf)ord S. - *Occlusion,* 4-th ed., W.B. Sounders Company A Division of Hareoiii't & Brace Company, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, 1995,275-284.
5. Aşh M,M. - *Philosophy of Occlusion: Past andPresent.* Dent. Clin. North Amer., 1995, 39:2, 233-255.
6. Axthelm *Hoffma.nn - Lexikon der Zahnmedizin,* Quintessenz, Berlin, 1987.
7. Bonwill W.G.A. - *Geometric and mechamcal laws of articulation.* Anatomical articulation. Trans. **Odoht.** Soc. Penn., 1885, p.119-133.
8. Bratu D., Negruțiu M. - *Simulatoarele aparatuluidento-mcwilar.* Lito U.M.F.T., 1994.
9. Burlui V. - *Proteticâ dentară.* Curs lito, IMF laşi, 1988.
10. Celenza F.V. -*An anatysis of articulators.* Dental Clinics ofNorth America, 1979,23, pg. 305.
11. Celenza F.V,, Nasedkin J.N. - *Okklusion, der Stand einer Wissenschaft.* Quintessenz, Berlin, 1979.
12. Clayton J.A., Kotowicz W.E., Myers G.E. - *Graphic recordings of mandibular movements research criteria.* Journal ofProsthetic Dentistry, 1971, 25, pg.287.
13. Constantinescu M.V., Deciu E. - *Kinematics ofMandibular Motioninthe Sagital Plane. S.* Gnath, 1995, 14:1,
14. Dawson P.E. - *Grundzuge der Okklusion.* Verlag Zahnarztlich-medizinisches Schrifttum, MUnchen, 1978.
15. Dubreuil J., Trevelo A. - *Articulateurs etprothese adjomte totale.* AOS, 1992, 177, pg. 113-132.
16. Dupas P.H., Dehaine F., Lefevre C., Graux F., Picart B. - *Propositions d'une nouvelle methode de programation des articulateurs semi-adaptables.* Inform. Dent., 1985, 67, 43:4691 -4701.
17. Dupas P.H. - *L 'Occlusion enprothese conjointe.* Editions CdP, Paris, 1993.
18. Eelar R., FUt-hauser R., Piehslinger E. - *Elektronische Axiographie - Interpretation,* Stomatologie, 1995, 92/1: pg.39-49,
19. Ene L., Bondar V., Constantinescu M.V. -*Axa balama.* Stomatologia, 1979, XXVI, 29-39.
20. Ene L. - *Ocluzia funcțională.* Stomatologia, 1982, XXIX, 4, 271-280.
21. Farrar W. B. - *Characteristics ofthe condylarpath in internal derangements ofthe temporomandibularjomt.* J. Prosth. Dent., 1978, 39, pg.319.
22. Fetzer W., Bratu D., Negruțiu M. — *Simulatoarele ADM şi principulQ funcționale ale ocluziei, Bazc teoreticc ^i utilisare practică.* Ed. Helicon, Timişoara, 1996.
23. Fowler J., Tamura K. - *Essential ofDental Technology.* Quintessence Publishing Co., Inc., 1987.
24. Freesmeyer W.B. - *Instrumentelle Funktionsanalyse zur Diagnostik und Therapie.* Phillip Journal, 1998, 1-2, 33-43.
25. Fuchs P. -*Kronen und Bruckenprothetik heute.* Quintessenz, Berlin. 1985. ufiic'îb
26. Fuhr K., Reiber Th. - *Die Kieferrelationsbestimmung.* în Deutscher Zahnärtze Kalender, 1988, Carl Hanser - Munchen.
27. *Gerber A. - Kiefergelenk und Zahnokklusion.* Dtsch. zahnarztl. Z., 1971,26,pg. 119. . , ,
28. Gerber A. - *Konzept und Lelhrmeinung uber Okklusion.* Kiefergelenk- und Kaudynamik-Faktoren der Ortho-und Dysfunktion. In: Diircke W., Klemt B. (editori); Kiefergelenk und Okklusion, Quintessenz Berlin, 1980.
29. Gerber A. — *Okkliisîon, Kaudynamik und Kiefergelenk m der europâischen Forschung und Prothetik.* In: Sch6n F., Singer F. (editori); Europâische Prothetik, Quintessenz Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio, 1978.
30. Gemet W. - *Funktionsanalysen im stomatognathen System.* Hanser, Munchen-Wien, 1982.
31. Girrbach K. - *Einige theoretische Grundlagen zur Aus-wahl eines Artikulationssystems.* Dent. Lab,.1991, Sonderausdruck 5. •a^o-'*
32. *Gmbach-Denta\-Artex dasAnalog-System.* Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, 1989.
33. Graber G., Pfandler U. - *Die Quintessenz einer praxisbezogenen Kronen- und Bruckenprothetik.* Duintessenz Pockets, Berlin, 1980, cap.2, subcap.8, pg.106-124.

34. Gross M.D., Mathews J.D. - *Occlusion in restorative dentistry. Technique andtheory.* ed.Churchill Livingston, Edinburgh, London, Melbourn, New York, 1982, cap.5, pg.88-123
35. Guichett N.F. - *Biologic laws governingfunctions ofmuscles that move the mandible.* Part. 1, J. Prosthet. Dent. ,1977,37,pg. 648-656.
36. Guichett N.F. - *Procedures for occlusal treatment.* Anaheim. Denar Corporation, 1969.
37. Gysi A. - *Artikulation.* în Partsch C. Bruhn Ch,, Kantorowitz A. Handbuch der Zahnheilkunde. Bergmann, Munchen, 1930.
38. Huffman R.W., Regenos J.W., Taylor R.R. - *PrinciplesofOccluslon.* Ed. 8, H.R. Press, Columbus, Ohio, 1980.
39. Hupfhauf L. - *Festsitzender Zahnersatz.* Praxis der Zahnheiikunde 5, cu contribuții de Behnke, Fuclis, Fuhr, Jung, Koeck, Lehmann, Marxkors, Reiber, Schramm-Scherer, Tetsch $i Weber. Urban & Schwarzenberg, MUnchen-Wien-Baltimore, 1987.
40. Hupfhauf L. - *Festsitzender Zahnersatz.* Praxis der Zahnheiikunde 5, cu contribuții de Behnke, Figgener, , ;Fuchs, Fuhr, Hupfauf, Koeck, Lehmann, Marxkors, Reiber, Schwickerath, Tetsch, Wagner ?i Weber. ed.3, Urban *&* Schwarzenberg, Munchen-Wien-Baltimore, 1993,.
41. loniță S., Petre A. - *Oclusia Demwâ,* ed. a 2-a, ed. Didactica şi Pedagogicâ R.A, 1997, Bucureşîi.
42. Issei. P., Marxkors R. — *Zahnârztliche Technik,* 3. erweiterte Auflage, Huthig, Heidelberg 1973.
43. Kttrber IC. - *Zahnâyztliche Pyothetik..* 4.Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart -New York, 1995, cap.2 pg-74-84,92-105,117-138
44. KordaB **B.,** Velden P. - *Der individuelle okklusale Kompaft.* Dental Labor, 1996, XLIV, 10, 1595-1601.
45- ICubein D., Jahnig A., - *Zur Biomechanik des menschlichen Kiefergelenk.* Dtsch. zahnârtzl. **Z.,** 1983, 38pg, 32.
46. *L,ar\d'iil.S.—PracticalFullDentur0Frosth0sis,2nded.,Qrookivn^.y.,î.954.*
47. Lee R.L. - *Jaw movements engraved in solid plastic for articidator controls, Part. II, Transfer apparutns,* J Prosthet Dent, 1972, 25: pg.513-527.
48. Lejoyeux *î.-Proteza totalâ,* Ed. Medicală, 1968, vol. 1, Bucureşti.
49. Long J.H., Buhner W.A. - *New diagnostic and therapeutic mechanical device.* J. Prosthet. Dent., 68:824-828, 1992.
50. Lotzmann U. - *Die Prinzipien der Okklusion.* Ed. III, Neuer Merkur, Miinchen, 1989.
51. LuciaV.O.- *Modern gnathological concepts - updated.* Quintessenz, Berlin, 1983. ,
52. Lundeen H.C. - *Mandibular movement recordings and articulator adjustments simplified.* Dental clinics of North America, 1979, 23, pg. 231.
53. Lundeen H.C., Shryrock E.F., Gibbs C.H. — *An ewaluaî'ion of mandibular border movements. Their character and sisnificance.* J. Prosth. Dent.. 1978.40. pg. 442.
54. Marguelles-Bonnct **R.,** Young J.P. — *Pratique de l'analyse occlusale et de l'equlllbration,* cd. CdP, Paris, 1984.
55. Mccollum B.B. - *The mandibular hinge axis andmethod oflocating it. S.* Prosth. Dent., 1960, 10, pg. 428.
56. Mohl N.D., Zarb G.A., Carlsson G.E., Rugh J.D. - *Lehrbuch der Okklusion.* Quintessenz, Berlin, Chicago, London, Sao Paolo şi Tokio, 1990.
57. Monson G.S. - *Applied Mechanics to the theory ofmandibular movements.* Dent. Cosmos, 1932, 74, pg. 1039-1053.
58. Monson G.S. - *Occlusion as appliedto crown and bridgework.* J. Nat. 1. Dent. Assoc., 1920, 7, pg. 399-413.
59. Piehslinger E., Celar A., Celar R., Slavicek R. - *Elektronische Axiographie - Prinzip und Methodik,* Z. Stomatol, 1992, 89, pg. 199-218.
60. Piehslinger E., Eelar **R.,** Eelar A., Jager W. - *The reproducibility of reference position,* J. Ororfacial Pain, 1993^ 7: pg. 68-75. -
61. Posselt U. -*Studies in the mobility ofthe human mandible.* Acta Odont. Scand., 1952, 10, pg. 10.
62. Ramfjord S.P., Ash M.M. - *Occlusion.* Ed. III. Saunders, Philadelphia, London, Toronto, Mexico City, Rio de Janeiro, Sydney, 1983.
63. Romînu M., Bratu D., Uram-Țuculescu S., Munten M., Fabricky M., Colojoară Carmen, Negruțiu Meda, Bratu Em. - *Aparatul dento-maxilar. Date de morfologie funcțională clinicâ.* ed.HeIicon, Timişoara, 1997, cap. 14,645
64. Schulz D., Winzen 0. - *Von der Behandlungsplanung zur natur- und funktionsgerechten Rekonstruktion.* Dental Spectrum, 1997,11, 2.
65. Shillingburg H.-T., Hobo S., Whitsett L.D. - *Grundlagen der Kronen- und Bruckenprothetik.* Quintessenz Verlag, 1977, Berlin, Chicago, Rio de Janiero, Tokio.

66. Shillingburg H.-T., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E. - Fundamentals ofFixed Prosthodontics, *3"l ed., Quintessence Publishing Co. Inc., 1997, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sâo Paulo, Moscow, Prague, Waesaw, cap. 3, 4, 5, pg. 25 - 72.*
67. Siebert K.G. - Zahnârztliche Funktionsdiagnostik. *Hanser, Munchen-Wien, 1987.*
68. Slavicek R., Sperr W. - Klinische Erfahrungen mit dem sogenennten Axiographen. *Ost. Z. Stomatol., 1980, 77: pg.136-139.*
69. Slavicek R., Mack H. - Les criteres de l'occlusionfonctionelle. *Rev. Orthop. Dento. Faciale, 1983, 17: 519-530.*
70. Slavicek R. — Die funktionellen Determinanten des Kauorgans, *Verlag Zahnartzlich — Medizinisches Schrifttum Munchen, 1984.*
71. Slavicek R. -Clinical and instrumental functional analysis for diagnosis and treatment plannmg, part 5. Axiography, *J Clin Orthod, 1988, 22 (10), pg.656-667*
72. Slavicek R. -Clinîcal wd fnstrumenfal functional analysis for diagnosis and treatment planning, pan 7. Computer-aided axiography, *J Clin Orthod, 1988, 22(12); pg. 776-787.*
73. Slavicek R. -Clinical and instrumental functional analysis for dlagnosis and treatment planning, part 9. Removable spîint îherapy, *J Clin Orthod, 1989, 23: pg. 90-97.*
74. Strub J.R., Ţorp J.C., Witkowski S., Horzeler M.B., Kern M. - Curriculum Prothetik. *Vol. 1,, Quintessenz, Berlin, Chicago, London, Sao Paolo, Tokio, Moscova, Praga, Yarşovia, 1994.*
75. Stuart C. E., Stallard H. - Oral rehabilitation and QCCluSion, *San FrancJSCO; University ofCalif, 1959.*
76. Thiâlemann 1C. — Biomechanik der Paradentose, însbesonolere Âriikulationsausgleieh durch Einschleifen, *2. Auflage, Barth, Munchen, 1955.*
77. Thomson H. - Occlusion. *Sec. ed., Wright, London, Boston, Singapore, Sydney, Toronto, Wellington, 1990.*
78. de Toledo de Caravalho 0. - A new fully adjustable articulator system and procedure, *J. Prosthet. Dent., september 1998, 80, 3, pg.376-386.*
79. Walker W.E. - Prosthetic dentistry: the glenoid fossa; the movements ofthe mandible; the cusps ofthe teeth. *Dent.Cosmos, 1896,38, pg. 34-43.*
80. Weinberg L.A. - Vertical dimension: A research andclinical analysis. *J. Prosthet. Dent, 1982, 47:290-302.*
81. Winzen 0., Christiansen G. - Elektronische Funktionsanalyse - elektronische Funktionstherapie. *Dental Labor, 1996.XLIV, 12,2033-2043.*
82. Woelfel J.B. – Druckfreies

5. ÎNREGISTRAREA RELATIILOR INTERMAXILARE

De o importanţă covârşitoare pentru înregistrarea, reproducerea şi analiza funcţională a relaţiilor statico-dinamice interarcadice, în vederea realizării unei restaurări protetice funcţionale sunt **PIM, RC** şi **ORC** şi/sau **OH.** Acestea simt poziţii cranio-terminale ale mişcărilor libere, cât şi ale celor cu ghidaj dentar a mandibulei.

în mod ideal, **ORC** permite contacte interdentare stabile fără interferenţe ocluzale, solicitările fiind în limite fiziologice. Ocluzia m **RC** permite, totodată, şi o fixare a condililor în articulaţie într-o poziţie fîziologică.

Intrucât **PIM** este o poziţie cu contacte ocluzale multiple, este nevoie de existenţa unui număr suficient de dinţi restanţi pe arcadele dentare pentru determinarea ei. Din această poziţie iniţială sunt posibile mişcări de excursie ale mandibulei, cu ghidaj dentar spre anterior *(protruzie),* spre lateral şi anterior *(latero-protruzie),* spre lateral *(laterotruzie)* şi spre posterior *(retruzie).* Aceste mişcări se desfăşoară cu contacte de alunecare dento-dentare *{ghidaj dentar},* care într-un sistem stomatognat intact şi sănătos decurg m mod fiziologic.

Determinarea relaţiilor intermaxilare, mai ales m cazul absenţei stopurilor ocluzale posterioare a ridicat din totdeauna probleme m cadrul tratamentelor protetice la edentaţii cu sau fără disfuncţii temporo-mandibulare.

Sistemul neuro-muscular care coordonează mişcările mandibulei şi, implicit relaţiile intermaxilare statice şi dinamice este extrem de complex şi foarte bine informat printr-o gamă largă de terminaţii nervoase senzitive, extero- şi proprioceptive. Sensibilitatea proprioceptivă este capabilă să sesizeze modificările poziţionale ale condililor mandibulari sau ale dinţilor, chiar de ordinul miimilor de milimetru. Informaţiile culese de aceşti receptori specializaţi sunt trimise centrilor subcorticali şi de aici o parte sunt reflectate la nivelul SNC sub forma unor *engrame* care formează *memoria* ce păstrează stereotipul mişcărilor mandibulare la fiecare individ. Mişcările mandibulei, cu sau fără contacte dento-dentare, sunt dirijate de reflexe cu coordonare centrală şi periferică (43). Astfel, la baza procedeelor descrise de mulţi autori, stă tendinţa de determinare a **RI,** în special a **RC** prin intermediul unui ghidaj neuro-muscular, indiferent de prezenţa sau absenţa dinţilor (43). Amintim aici metoda de înregistrare a arcului gotic descrisă încă de Gysi, înregistrarea mişcărilor mandibulare cu ajutorul instrumentarului lui Spreng, metoda deglutiţiei a lui Hromatka şi metoda de înregistrare a **RC** descrisă de către Walkhof. Toate aceste metode au ca scop final obţinerea şi înregistrarea unei relaţii mandibulo-craniene repetabile, în care condilii să fie centraţi m fosele glenoide (28).

Gysi a obţinut acest lucru prin înregistrarea **arcului gotic** (unghiului simfizar) şi solidarizarea şabloanelor de ocluzie, când vârful tijei de înregistrare se află m vârful arcului gotic.

Spreng a utilizat un instrumentar special de înregistrare. El recomandă solidarizarea şabloanelor de ocluzie în poziția când vârful tijei frontale de înregistrare a instrumentului se află pe vârful arcului gotic, iar vârful tijei de înregistrare din zona periauriculară notează **RC** a pacientului. Aceasta se materializează prin punctul de intersecție între traiectoriile condiliene în protruzie şi mediotruzie, respectiv la intersecția dintre traiectoriile de protruzie şi retruzie sau laterotruzie.

Hromatka a obținut poziția fiziologică a condililor prin activarea muşchilor ridicători şi retractori m timpul deglutiției, iar Walkhoff recomanda montarea unei bile pe şablonul de ocluzie superior, ajutând mişcarea de retruzie a mandibulei printr-o flexiune dorsală a vârfului limbii.

în 1921, McCollum a descris o metodă pentru determinarea **axei balama** (hinge axis), după ce a efectuat experimente la nivelul articulațiilor degetului (41, 56). De atunci este recunoscută valoarea centrului de rotație terminală a condililor la determinarea şi fixarea relațiilor intermaxilare.

Posselt a observat că mişcările terminale, în axa balama, pot fi executate de clinician, prin conducere manuală sau de către pacient., prin contracția fasciculelor mijlocii şi posterioare ale muşchilor temporali, pentru ca în 1952 să afirme că axa balama poate fi doar atunci înregistrată, când mandibula este fixată de ligamente m poziția limită posterioară, ceea ce, alături de constatările lui Lauritzen, McCollum, Stuart etc., a dus la concluzia că înregistrarea cât mai exactă a axei balama este o condiție principală m determinarea **RC** (41).

Conform tuturor acestor teorii, condilii ocupau în **RC** poziția cea mai înaltă şi retrudată m fosa glenoidă. Probabil datorită faptului că această poziție putea fi destul de uşor determinată şi repetată, s-a neglijat principiul conform căruia nici o articulație umană nu are ca poziție fiziologică una limitată ligamentar şi că nu poate executa mişcări funcționale pornind dintr-o astfel de poziție (41).

Prin anii '70, **Gerber,** reprezentant al şcolii din Zurich, a indicat centrarea condililor m fosa glenoidă prin ghidaj muscular şi înregistrarea acestei poziții intraoral, cu placă de înregistrare şi ştift central (33, 34, 35).

în 1983, **Kubein** şi **Jähnig** au prezentat un concept funcțional cu privire la biomecanica **ATM.** în opinia lor, poziția fiziologică a condililor se află la limita dintre fosa glenoidă şi panta tuberculului articular (la înregistrare pe plăcuțele sagitale posterioare ale pantografului), această poziție fixându-se la locul de intersecție dintre traiectoriile condiliene în protruzie şi retruzie.

Astăzi, la determinarea **RC** tendința este aceea de a nu fixa condilii în poziția de •axă balama terminală, forțată prin ocluzie (vezi cap. 3).

Diferențele m ceea ce priveşte poziția condililor în **RC** variază pe distanța de 1 mm. Ea diferă de la pacient la pacient şi depinde de forma condililor, a fosei glenoide, a discurilor articulare etc., fiind de fapt **rezultatul unei activități neuro-musculare** care trebuie să decurgă fără interferențe, m acest sens dirijarea manuală nefiind permisă. Se acceptă o dirijare manuală doar m faza inițială de închidere a gurii, faza terminală fiind ghidată pur neuro-muscular.

Sistemul neuromuscular funcționează foarte precis, având o capacitate mare de adaptare, de aceea mişcările mandibulei decurg după scheme precise, de obişnuință. Această capacitate rapidă de adaptare a sistemului neuromuscular este însă cauza erorilor care pot apare în determinarea **RC,** deoarece, m prezența unui obstacol ocluzal (de exemplu, plăcuța de înregistrare), încercând evitarea interferențelor, mandibula este condusă într-o poziție comodă, care poate fi considerată m mod greşit drept **RC.** Acest lucru poate fi evitat prin deprogramarea (dezorientarea) interferențelor ocluzale prin interpunerea unui obstacol (rulou de vată, de exemplu) între arcade timp de 1-2 minute, după care se trece la determinarea **RC.**

Determinarea **RC** prezintă un interes deosebit în practica stomatologică, deoarece este o poziție de referinț pentru refacerea morfologiei şi funcțiilor SS.

Relației centrice îi corespunde o ocluzie **(ORC),** care este supusă unor modificări în cursul vieții, determinate de mai mulți factori:

• **uzura accentuată a arcadelor dentare.** mai ales dacâ se produce în mod inegal pe cele două hemiarcade; condilii mi mai vin în contact simetric cu tuberculii articulari când dinții se găsesc în contact ocluzal, unul din condili fiind situat mai posterior decât celălalt;

• **edentația terminală bilaterală întinsă,** când numai un condil se distalizează, iar celălalt face doar o uşoară mişcare de rotație m jurul axului sau, atunci când dinții se află în contact ocluzal;

• **edentații mici,** cu migrări sau basculări dentare asociate sau nu cu extruzia/egresia dinților antagonişti;

• **procese patologice cronice dento-parodontale,** cu dureri la masticație, bolnavul căutând poziții antalgice;

• **tratamente protetice incorecte,** care descentrează poziția arcadelor dentare.

Datorită capacității de adaptare a sistemului neuro-muscular, pacienții se pot obişnui, relația nouă devenind astfel permanenta, generând o ocluzie habituală **(OH)** sau de obişnuință. în **OH** este posibil ca muşchii ridicători să se contracte inegal şi asimetric, liniile mediane ale celor două arcade să nu mai coincidă, iar cele două arcade să nu mai realizeze un contact ocluzal maxim, fără o simptomatologie subiectivă demnă de remarcat.

Aceste fenomene duc la modificarea relațiilor intermaxilare, cu sau fără consecințe alarmante.

Astăzi, părerea unanim acceptată este aceea că, dacă **OH** durează de mult timp, fără să se fi produs fenomene patologice, pacientul adaptându-se complet la această situație, nu este necesar ca ocluzia să fie modificată şi adaptată relației centrice.

Determinarea relațiilor intermaxilare va fi precedată în cazul fiecărui pacient de un examen clinic atent şi amănunțit.

5.1. EXAMENUL CLINIC ÎN VEDEREA DETERMINĂRII RELATIILOR INTERMAXILARE

Examenul clinic al pacientului urmăreşte două obiective majore:

• aprecierea stabilității rapoartelor ocluzale m PIM, pe baza criteriilor ocluziei funcționale (vezi capitolul 3);

• evaluarea **DVO.**

Pot să apară următoarele situații clinice:

• **Ocluzia stabilă.** Pacienți cu contacte interdentare stabile m **PIM** şi o **DVO** fiziologică, normală.

• **Ocluzie instabilă.** Pacienți cu contacte ocluzale instabile şi **DVO** incertă.

• **Fără ocluzie.** Pacienți fără contacte ocluzale între dinții restanți.

In general PIM stabilă poate fi reprodusă fără probleme prin intermediul restaurărilor protetice. Când PIM nu este acceptabilă, nu mai există sau când stopurile ocluzale stabile au dispărut prin prepararea dinților stâlpi, pentru înregistrarea relațiilor intermaxilare se recurge la poziția de referință a mandibulei față de craniu, RC, care este reproductibilă.

Ocluzia stabilă

în cazul unor rapoartele ocluzale stabile, tară dizarmonii ocluzale, pot să apară următoarele aspecte:

- Morfologia ocluzală a dinților restanți realizează în **IM** stopuri ocluzale stabile care nu vor fi modificate de către tratamentul protetic. Acestea vor menține relațiile ocluzale şi intermaxilare existente. Astfel de pacienți necesită de obicei restaurări unidentare sau proteze partțiale fixe de amploare redusă,

- Pacienți a căror morfologie ocluzală realizează inițial stopuri ocluzale stabile, dar care m cursul tratamentului protetic vor fi desființate temporar m timpul preparării dinților pentru elementele de agregare ale unei proteze parțiale fixe de amploare. în acest caz se recomandă „memorarea" relațiilor intermaxilare printr-un procedeu adecvat cazului clinic:

- restaurări provizorii.

- prepararea seriată a dinților şi conservarea stopurilor ocluzale de pe aceştia prin mici şine din acrilat autopolimerizabil sau chei din silicon:

- folosirea unor şabloane de ocluzie, confecționate înaintea preparării dinților. Nu întotdeauna prin intermediul şablonului se poate păstra o relație intermaxilară fidelă, pentru că modelul de lucru final va fi altul decât cel inițial pe care s-a confecționat şablonul şi pe care s-a efectuat înregistrarea relațiilor intermaxilare.

- efectuarea seriată a elementelor de agregare, ceea ce presupune realizarea lor separat de intermediarii protezei fixe.

Datele intermediare astfel conservate sunt uneori deosebit de utile la determinarea ulterioară a relațiilor intermaxilare.

Ocluzia instabilă

In **IM** nu mai există stopuri ocluzale stabile între dinții antagonişti, iar **DVO** este incerta, nefiziologică (prea mare sau prea mică);

Printre cauzele acestei situații clinice se numără:

- edentații parțiale întinse;
- inserția unor proteze parțiale fixe sau mobilizabile defectuoase;
- migrări orizontale sau verticale ale dinților;
- uzura exagerată provocată de activități parafuncționale;

Alteori apar disfuncții ocluzale care determină alunecarea mandibulei spre o **OH** instabilă. în asemenea cazuri se realizează m primul rând echilibrarea ocluzală, pentru eliminarea contactelor premature şi/sau interferențelor ocluzale.

Evaluarea **DVO** se realizează prin teste funcționale (în special de fonație') coroborate cu aspectul armonios şi confortul funcțional al pacientului[2]. Poziția de postură[3] nu poate fi folosită

---

[1] **Determinarea DVO prin test fonetic:** în cursul pronunțării fonemei „S" limba ocupă poziția cea mai înalta pe care o poate avea în cursul vorbirii, antrenând cu ea obligatoriu corpul mandibulei. Se măsoară între vârful nasului şi menton dimensiunea verticală fonetică. Din valoarea obținută se scade spațiului minim de vorbire şi se obține **DVO. Spațiul minim de vorbire** (Silverman) reprezintă distanța interincizală la pronunțarea lui „S". Are o valoare de l-l,5mm.

[2] **0 DVO prea mică** se manifestă prin aspect îmbătrânit al pacientului, diminuarea eficienței masticatorii, algii cervico-faciale, etc. 0 **DVO exagerată** se caracterizează prin: absența armoniei faciale (buzele se ating CLI dificultate, fața este crispată şi inexpresivă), tulburări de fonație (bilabiale m,p,b şi labiodentale f,v), dificultăți

ca punct de plecare în aprecierea **DVO.** Este o poziție foarte variabilă la acelaşi individ, fiind influențată de: nivelul de stress, postura craniocervicală, factori de mediu (frig, căldură), administrarea de cofeina, adrenalină, miorelaxante, starea de veghe sau somn, etc.

Atragem atenția că modificarea **DVO** (în plus sau m minus) trebuie precedată de evaluarea statusului psihobiologie al fiecărui pacient. Aceasta se realizează printr-o anamneză minuțioasă Şi un examen clinic funcțional atent al **ADM.** Interesează capacitatea de adaptare neuromusculară a **ADM,** în condițiile conservârii unui spațiu fiziologic de ocluzie confortabiî pentru paeisnt (fara apariția de durere sau obosealâ a muşchilor masticato4)

în final se realizează înregistrarea poziției de **RC** a mandibulei cu dimensiunea verticalâ Optimâ funcționalității musculare.

în cazurile mai dificile se recomandâ testarea toleranței **ADM** la noile relații ocluzale şi intermaxilare prin intermediul unor restaurâri provizorii (fixe sau mobilizabile).

Relația intermaxilarâ fără ocluzie

Relațiile intermaxilare fără ocluzie apar în edentațiile parțiale întinse atunci când dinții restanți de pe cele două arcade nu pot realiza contacte ocluzale, din cauza numărului lor redus şi/sau a topografiei nefavorabile. Din punct de vedere al relațiilor intermaxilare aceste cazuri sunt as^mănâtoarc cu edfcAtatul total bimaxilar. Se recomandâ aceleaşi metode de determinare a relațiilor intermaxilare, de exemplu prin teste funcționale. Se determină **RC** şi prin conducerea manuală se poziționează mandibula cu condilii m **RC,** aşa cum se procedează la edentatul total. înregistrarea relațiilor intermaxilare se face cu ajutoml şabloanelor de ocluzie.

5.2. ÎNREGISTRAREA RELATIEI CENTRICE

în literatura de specialitate, pentm relatia centricâ (RC) se utilizează şi următorii termeni: **poziție de retruzie, poziție retrudata, axîal terminală, poziție ligamentarâ gau balama terminală, poziție de relație centrică etc.**

RC stabilizează condilii mandibulari față de baza craniului, fiind o poziție articularâ cranio-mandibulară. Ea nu se corelează cu raporturile dento-dentare, deci există şi fară contactele dentare interarcadice, fară realizarea unei ocluzii. Aşadar **RC** *nu este o poziție ocluzală, neavând nici o legătură cu dinții,* putând fi determinată şi m absența ocluziei. Fiind un raport osos mandibulo-cranian dependent de ligamente şi alte formațiuni fară a fi influențată de prezența

---

masticatorii şi de deglutiție. Prin suprimarea spațiului fiziologic de inocluzie se declanşează oboseala şi spasmul muşchilor ridicători ai mandibulei.

3 Poziția de postură este poziția mandibulei față de baza craniului şi maxilar, în care exisîă 11". echilibru între tonusul muşchilor antagonişti. Contracția tonică este reflexă, antigravitațională. Unicul stimul care acționează este greutatea mandibulei care tracționează fusurile musculare. PP nu prezintă o activitate electromiografică minimă. Aceasta din urmă caracterizează PRM, aflatâ la 8,6mm de PIM.

[4] Spațiul fiziologic de inocluzie (Thompson) este distanța dintre suprafețele ocluzale ale dinților când mandibula se gâseşte m PP. în mod normal are o valoare medie de 2-3mm.

dinților, **RC** este constantâ toată viața, chiar şi la edentatul parțial sau total. în realitate, **RC** poate fi uneori modificată de unele contacte dento-dentare sau de contracții musculare anormale.

Aşa după cum am mai spus (cap. 3) definiția relației centrice este într-o continuă schimbare. în cele ce urmează pfezetităm câteva defmiţn, deoarece acei ce consultâ această lucrare să nu fie surprinşi dacă descoperă definiții diferite în literatura de specialitate.

Metiționăm că în literatura de specialitate din țara noastră **majoritatea lucrărilor prezintă încă deHniția veche,** care transpusă în practicâ poate aducş imwri prejudieii pacientului. Noțiunea de **RC** nu este acceptatâ ca o realitate funcționalâ, dar este dovedită ca o realitate clinică (28).

1. ***Defmițla lui Saadoun (1972).*** **RC** este un raport constant al mandibulei față de baza craniului şi maxilar, în care condilii sunt situați m mod neforțat în poziția cea mai înaltă, retrudată, mediană şi simetricâ m fosele mandibulare.

2* ***Definiția lui Ramfjord (1975).*** Mandibula se aflâ m **RC** numai la sfârşitul ciclului masticator şi în timpul deglutiției, fiind poziția m care condilii sunt fixați m *axa balama terminală* — poziție retrudată.

3. ***Definiția lui Ash şi Ramfjord (1984).*** „Poziția de **RC** este o poziție relativă a maxilârelor, când mandibula, cu musculatura relaxată, este astfel condusă de practician încât condilii să fie plasați m *poziția cea mai înaltă* m fosele mandibulare".

4. ***Definiția Academiei Internaționale de Gnatologie (1986)'.*** **RC** este o poziție fiziologică a mandibulei față de baza craniului şi maxilar în care ambii condili sunt în relații corespunzătoare cu discul lor articular. In această poziție ansamburile condilo-discale sunt stabilizate pe pantele posterioare ale tuberculilor articulari în fosele mandibulare.

5. ***Definiția din Glosarul american de termeni (1987):*** **RC** este poziția mandibulo-maxilară m care condilii împreună cu porțiunea cea mai subțire (avasculară) a discului se situează într-o poziție antero-superioară m raport cu **pantele** tuberculilor articulari.

6. ***Definiția lui Dawson (1990):*** **RC** este poziția mandibulei față de maxilar m care condilii se află în poziția cea mai înaltă, cu zona centrală a discului în contact cu suprafețele articulare ale condililor şi tuberculii articulari.

7. După ***Marguelles-Bonnet*** **şi** ***Young (1984)*** (54), **RC** este o poziție:

- *nefiziologică, ligamentară* (Gibbs-Lundeen);
- *condiliană (fără contact interdentar);*
- *stabilizantă a ansamblului condiîo-discal;*
- *se poate stabili la diferite DV;*
- *poatefi înregistrată, transmisa şi* ***reprodusă;***
- *forțată, limită;*
- *care coincide sau nu cu* ***PIM;***
- *de referință pentru transpunerea modelelorpe simulatoarele* ***ADM.***

Relația centrică este un termen devenit clasic, deşi unele definiții care i s-au dat continuă sâ fie controversate.

Defmițiile multiple ale **RC** stingheresc adesea comunicarea verbală m înțelegerea generală a conceptelor ocluzale. Literatura de specialitate oferă o mulțime de propuneri asupra locului unde trebuie poziționat condilul mandibular. Varietatea defmitiilor reflectă în primul rând diferitele metode de poziționare şi înregistrare a **RC** (8).

Prezentarea succesivă a definițiilor evidențiază faptul câ acestea au urmat dmmul parcurs de descrierea şi înțelegerea morfologiei şi fiziologiei **ADM** de la ***RUM position*** (poziția posterioarâ, cea mai înaltă şi cea mai mediană), la ***RU position*** (poziția posterioară şi cea mai înaltă) şi actualmente la ***AUMposition*** (poziția anterioară, cea mai înaltă şi cea mai mediană).

Conceptul iniţial propus de şcoala gnatologicâ *poziţie forţată în retruzie* (RUM position şi **RU** position) în care s-au realizat reabilitâri ocluzale care nu au putut fi suportate de pacienţi s-a dovedit a fi **mecanicist,** motiv pentm care s-a propus conceptul de *poziţie fiziologică* (AUM **position).**

Definirea **RC** prin poziţia AUM, poziţie de autocontrol neuromuscular, unanim acceptată de **Academia Internaţională de Gnatologie** cste verificatâ clinic şi expenmental electromiografic prin metodele şi tehnicile de poziţionarc mandibulară autoghidatâ (separatorul ocluzal; rigla curbă progresivă).

Una dintre **definiţiile cele mai realiste** ale **RC** a formulat-o Dupas: *poziţia mandibulo-cmniană flzioîogîcâ, de referinţă, independentă de ocluzia dentară, poztţia cea mai înaltâ ^i cea mai anterioară de contact articular condilo-disco-temporal, care favorizează rotaţia condililor dupâ o axă balama terminală, permiţând diferitele depîasâri mandîbulare* (22).

Relaţia centricâ este determinatâ, în general, de ligamentele **ATM,** dar poate fi influenţată şi de tonusul musculaturii mobilizatoare a mandibulei. In **RC,** mandibula este reperată m cele trei direcţii ale spaţiului după cum urmează:

• ***în sens transversal -*** planurile mediane ale mandibulei şi craniului corespund;

• ***în sens vertical*** — trebuie rcperată atât extrcmitatea antenoarâ, pnntr-o dimensi'Lme verticală antropometricâ corectă, cât şi extremitâţile distale, prin centrarea condililor în fbsele mandibulare;

• ***în sens sagital*** - prin centrarea condililor m fosele mandibulare.

Relaţia centrică este constantâ de-a lungul vieţii, deoarece elementele **ATM** (stmcturi osoase, disc, capsulă, ligamente) îşi păstrează funcţia independent de prezenţa sau absenţa arcadelor dentare.

Relaţia centrică este o poziţie de referinţă din care mandibula pleacă şi revine m principalele mişcări pe care le efectuează.

RC este stabiîa şi reproductibiîă adicâ ea poate fi înregistrată şi transferatâ pe simulatoare ale **ATM** (articulatoare, ocluzoare) în laborator, unde restaurările protetice pe modele se confecţionează ţinând cont de ea. i ÎIJ!nsi

Relaţia centrică este o poziţie diagnostică de la care pomeşte orice analiză ocl-uzală, ea poate fi verificată prin diverse mijloace clinice sau paraclinice. Dintre posibilităţile clinice amintim determinarea unor repere, cum ar fi:

a) *repeml osos* - constă în stabilirea unei distanţe convenabile Gnathion-Subnasale -egală cu cea a etajului mijlociu şi cu corespondenţa liniei mediane mandibulare cu planul medio-sagital al feţei;

b) *reperul muscular* - constă m surprinderea prin palpare a contracţiei musculare echilibrate a gmpelor de muşchi mobilizatori;

c) *reperul articular* - plasarea centrică a condililor în fosele mandibulare se verificâ prin palpare, ştiind câ ei se află pe linia ce uneşte tragusul cu unghiul extern al orbitei, la aproximativ 13 mm de marginea tragusului;

d) *reperul dentar ocluzal.* în **RC** contactele dento-dentare pot crea mai multe situaţii:

• contactele dento-dentare pot asigura o ocluzie de **IM.** Coincidenţa **PIM** cu **RC** se cunoaşte sub numele ***âepoint centric*** *(short centric),* situaţie decelabilă la 10-13% din indivizi.

• neconcordanţa dintre **PIM** şi **RC,** când contactele dento-dentare sunt multiple, stabile, dar nu maxime m cazul unui *long centric.* Cu alte cuvinte, datorită unei alunecări anterioare a condililor, aceştia nepărăsind fosele mandibulare, **IM** se realizează mai anterior cu 0,2-1,75 mm decât m situaţia precedentă (RC) (fig. 5.1.).

- existența unei libertățl de mişcare a mandibulei în **RC,** în sens transversal de circa 1 mm, se numeşte *mde centric* (fig. 5.1.).
- combinarea dintre *long centric* şi *wide centric* determină existența vuiei libertâți de mişcare atât în sens sagital, cât şi în sens lateral, situație cunoscută sub numele de ***freedom in centric.*** Mario Spirgi a reprezentat toleranța centrică a ocluziei normale printr-un triunghi cu baza de 2 x 1 mm şi înălțimea de 0,2-1,75 mm (fig.5.1).

Din punct de vedere clinic, prezintâ semmficație direcția urmatâ de mandibulâ din **ORC** spre **PIM.** Dacă ocluzia este bilateralâ (deci există contacte dento-dentare multiple, pe ambele hemiarcade), iar rezultanta mişcării spre **PIM** se situează spre anterior fie în acelaşi plan orizontal (după Dawson singura posibilitate corectă), fie urcând uşor spre **PIM** (deci cu o modificare minimă a **DV,** admisă pnntre alții, şi de către Ramfjord şi Ash) (7, 64, 65), se apreciază că situația este normalâ, funcțională.

Dacă m **RC** apare un contact prematur, alunecarea din **ORC** spre **PIM** va prezenta deviații antero-laterale.

Aceasta înseamnâ că de fiecare dată când mandibula se deplasează m **PIM,** muşchii nu prezintă o contracție simetricâ, stabilă; pe de altă parte, nici condilii nu se vor afla în cea mai optimă poziție în fosa mandibulară. Această situație poate duce la apariția oboselii şi spasmelor musculare, iar la nivelul **ATM** al zgomotelor, subluxației etc.

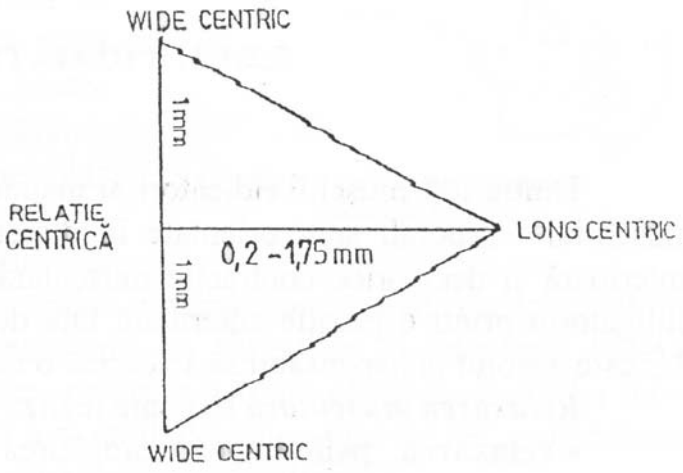


Fig. 5.1. Triunghiul lui Mario Spirgi

în examinarea acestei mişcări, Thomson (75) apreciazâ că ar fi bine ca pacientul sâ realizeze singur mişcarea, dar de multe ori acest lucru nu este posibil, fiind necesară intervenția medicului pentru depistarea disfuncției ocluzale, din mai multe motive:

• mişcarea nu este posibilă datorită durerilor, disconfortului, pe care le provoacă;

• mişcarea obişnuită pe care o realizează pacientul cu tulburâri ocluzale a fost inclusâ m engrama corticală a mişcârilor mandibulare, solicitând un efort considerabil pentru a o evita.

Intervenția medicului nu trebuie să fie o acțiune de forță; el trebuie *să conducă* cu calm şi claritate mişcarea mandibulei.

5.2.1. DETERMINAREA RELATIEI CENTRICE

Relația centrică este cheia de boltă a ocluziei, având o importanță considerabilă pentru funcționalitatea şi sănătatea **ADM** (19).

Orice interferență, chiar minimâ, la nivelul arcadelor dentare prin acțiunea muşchilor pterigoidieni laterali provoacă o deplasare anterioară sau antero-laterală a mandibulei. Repetarea acestei solicitâri musculare

creazâ un arc reflex pe cale propnoceptivă care este denumit *engramâ* (63, 64). în continuare pacientul va închide gura în această poziție protruzivâ, care poate determina spasmul muşchilor pterigoidieni laterali. In acest caz medlcul va întâmpina dificultâti la determinarea şi înregistrarea **RC.**

Determinarea poziției mandibulo-craniene de relație centrica constituie o etapă indispensabilă pentru realizarea oricărei restaurări protetice fixe.

5.2.1.1. PREGÂTIREA PACIENTULUI

Dintre totl muşchii ridicători ai mandibulei, numai fasciculele mijlocii şi posterioare ale muşchilor temporali sunt orientate m direcția retmziei. Toți ceilalți muşchi au o rezultantâ anterioară şi deci orice contracție musculară destinată ridicârii mandibulei se traduce m mod obligatoriu printr-o poziție anterioară față de poziția posterioară maximâ. Pentm determinarea RC este absolut indispsnsabil sâ se obțmă o relaxare musculară integralâ.

Relaxarea musculară se poate realiza prin mai multe câi:

- **relaxarea psihologică:** pregătirea psihologicâ a pacientului pentru a-şi reduce hipertonia musculară localâ şi/sau generală;
- **relaxarea farmacologică:** utilizarea unor miorelaxante la pacienții care prezintâ spasme musculare (de exemplu, clorzoxazon, mydocalm, myo-relaxin etc.);
- **relaxarea mecanică:** utilizarea unor aparate de decondiționare *(eliberare ocluzala)* care permit pierderea reflexelor habituale de închidere prin suprimarea angrenării dentare: placa palatinală cu platou retroincizal, gutiera ocluzală, etc;
- **relaxarea musculară prin exerciții:**
  - deschidere forțatâ;
  - propulsie mandibulară maximă;
  - retropulsie mandibulară maximâ;
  - cu aparate de antrenament (retmzorul Hickok; dispozitivul Cohen).Dupâ 5-10 minute de antrenament apare oboseala muşchilor solicitați, care este urmată de o relaxare reflexâ a flbrelor musculare.
- **relaxarea musculară prin stimulare electrică.** Stimulatorul electric (mio-monitorul lui Jankelson) prin excitarea nervului mandibular provoacâ contracții puternice ale muşchilor mobilizatori la 2,5 sec. pe o duratâ de 45 min urmate de relaxare.

5.2.1.2. METODE ŞI TEHNICI DE DETERMINARE A RELAȚIEI CENTRICE

Poziționarea mandibulei în RC se poate realiza prin mai multe metode şi tehnici. Nici o metoda nu a fost unanim acceptată, deşi numeroase tehnici au dobândit diferite grade de popularitate (79, 80). Metodele de poziționare mandibulară în RC se pot gmpa astfel: **metoda unimanuală, metoda bimanuală, metoda mini-planului retroincisiv, metoda poziționării autoghidate.**

A) **Metoda unimanuală.** După cum reiese din denumire, metoda unimanuală este o tehnică de conducere cu o singură mână (de obicei mâna dreaptâ), a mandibulei în **RC.**

1. Tehnica cu un deget. Operatoml aplică polii^le de la mân^ dr?aptă p? vârful mentonului ghidând mandibula pacientului m direcție condiliană (fig.5.2.)

2. Tehnica cu trei degete. Operatoml aplică policele pe menton, iar indexul şi degetul mijlociu pe marginea bazilară. Policele nu permite ca mandibula să fic împinsă anterior, iar celelalte două degete ghideazâ mandibula superior.

B) Metoda bimanuală. Rezultatele cele mai sigure şi repetabile pot fî obținute utilizând tehnica de conducere bimanuală a mandibulei, descrisă de către Dawson (19, 21, 70). Această metodâ sc aplică pentru controlul contactelor dentare m **RC** şi echilibrarea gutierelor ocluzale. Sistemul neuromuscular Fig. 5,2. condueerea unimaiuiaiă monitorizează toate impulsurile senzoriale primite de la amandibuiciînRc. nivelul dinților şi articulațiilor şi detemiină stabilirea contactelor ocluzale în poziția m care stimulii nociceptivi sunt mmimi. Această poziție, stabilită pnn închideri repetate devin® habitualâ şi este menținută cu solicitarea şi adaptarea funcției musculare normale la un efort suplimentar. De aceea, pentru a pemiite plasarea condililor într-o poziție neforțată, înainte de conducerea bimanuală a mandibulei m poziție de **RC,** musculatura trebuie să fie deprogramată, prin una din metodele amintite mai sus (70).

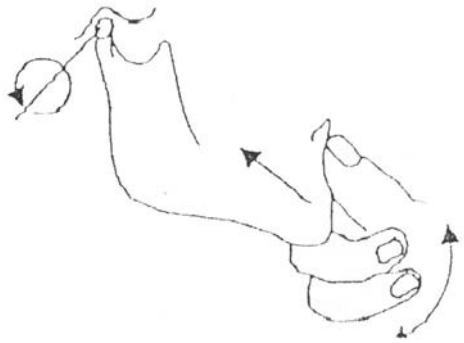


Fig. 5.2. Conducerea unumanuală a mandibulei țn RC

Metoda de conducere bimanuală a mandibulei în **RC** prezintâ următoarele dezavantaje:

- depinde de instruirea şi îndemânarea operatomlui;
- depinde de capacitatea operatomlui de a aplica forțe dirijate în mod egal cu cele două mâini;
- depinde de poziția capului şi a fotoliului dentar;
- depinde de capacitatea pacientului de a-şi relaxa musculatura masticatorie;
- necesită şi o asistcntă pentru realizarea ei.

1. Tehnica bilaterală. Fotoliul dentar se înclinâ pe spate, la aproximativ 45° față de podea. Pacientul stă în decubit dorsal cu mentonul orientat superior, astfel încât planul feței sâ fie paralel cu podeaua. Această poziție va împiedica pacientul să-şi protmdeze mandibula (70). Operatorul se aflâ m spatele pacientului şi ține fix capul pacientului între antebraț şi cutia toracică. Astfel sunt împiedicate mişcările capului pacientului în timpul ghidării mandibulei. Toate cele patru degete de la fiecare mână, m afara policelui, se plasează pe margmea bazilară a mandibulei, având grijă ca degetele să aibâ sprijin osos şi să nu alunece prin intermediul țesutului cutanat şi subcutanat. Policele se aplică pe menton. în continuare, pacientul este instruit să deschidâ gura pe o amplitudine de maximum 25 mm şi i se cere sâ-şi relaxeze musculatura, în timp ce mandibula va fî ghidatâ în **RC** (70). Astfel, cele patru degete de fiecare parte vor exercita o presiune egală m sus pe mandibulă, iar degetele mari ale căror vârfuri se ating vor ghida mandibula inferior şi posterior (fig. 5.3.). După ce mandibula „cade posterior" (70), condilii vor fi plasați m **RC** aplicând o presiune uşoară în sens antero-superior. Prin coborârea şi ridicarea repetată a mandibulei sub conducere manuală, la o amplitudine de 2-5 mm şi nepermițând mandibulei sâ se abată de la acest traseu de închidere, pot fi determinate primele contacte ocluzale care se stabilesc cu condilii aflați m poziție optimă, m **RC.** Aceste contacte ocluzale reprezintă de fapt ORC (70).

2. *Tehnica cu localizatorul centric.* Localizatorul centric, imaginat de Muraoka, este un dispozitiv care are forma unei linguri inferioare pentru amprentă. Dispozitivul se adaptează pe mentonul pacientului. Operatorul se află în spatele pacientului şi ține strâns capul pacientului între abdomen şi localizatorul centric. Ambele mâini se plasează pe localizator. Policele şi

Fig. 5.3. Conducerea bimanualâ a mandibulei în RC

indexul de la fiecare mâna se aplică pe porţiunea de legătură a localizatorului. Celelalte trei degete ţin pârţile laterale ale localizatorului de la bază. Cele trei degete de pe fiecare parte exercitâ presiune egală în sus pe condili, iar degetul mare şi arâtătorul ghidează mandibula inferioi şi postenor.

C) Metoda mini-planului retroincisiv. Metoda nu se poate utiliza decât m situaţia când paicntul are mcisivii prezenţi pe arcade. Dezangrenarea pnn acest plan retromcisiv determinâ ştergerea memoriei ocluzale.

1. Tehnica Jig-uîui anterior. Jig^-ulantenor, dispozitiv imaginat de Lucia (51), este

un mini-plan din răşină acrilică autopolimerizabilă care trebuie să formeze un unghi de 45^{J} până la 60 posterior şi superior de la planul de ocluzie.Se poate confecţiona direct în cavitatea bucalâ sau indirect pe un mod?! şupenor (fig.5.4.).Pe incisivii centrali superiori se aplicâ o folie din aluminiu, iar peste aceasta o sferă din râşmă acrilicâ autopolimerizabilâ. Când se realizează pe cale directâ, pe durata polimerizării pacientul este solicitat să efectueze mişcări longitudinale reduse ca amplitudine, evitând orice contact la nivel molar. Dupâ polimerizare se îndepărtează dispozitivul din cavitatea bucală. Se retuşează din faţa palatinală externă a dispozitivului care trebuie să fie netedă, înclinată superior şi sâ permită o inocluzie molară de câţiva milimetri, evitând interferenţele de la nivelul dinţilor frontali (fig. 5.5).

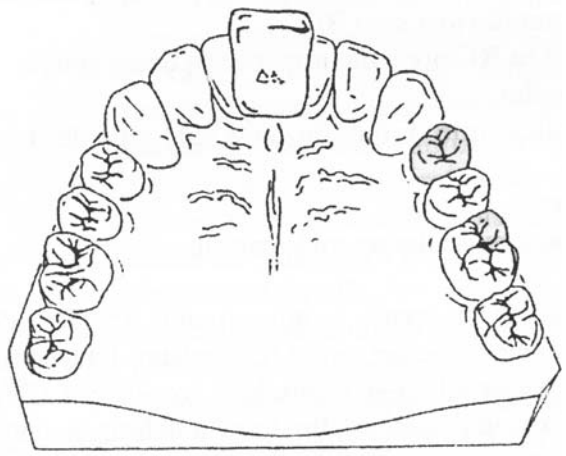


Fig. 5.4 Confecţionarea Jig-ului anterior pe modelul superior

între retuşuri se plasează un rulou de vată între incisivi pentru a evita **IM** care falsifică rezultatul redând pacientului memoria ocluzală. Se plasează hârtie de articulaţie între jig şi mcisivii mandibulari. Medicul ghidează mandibula pacientului m propulsie şi m lateralitate. Pe dispozitiv apar marcări asemănătoare cu

arcul gotic. Se îndepărteazâ cu o freză pentru acrilat de pe dispozitiv toate traseele excentrice până în momentul când punctul centric este stabil.

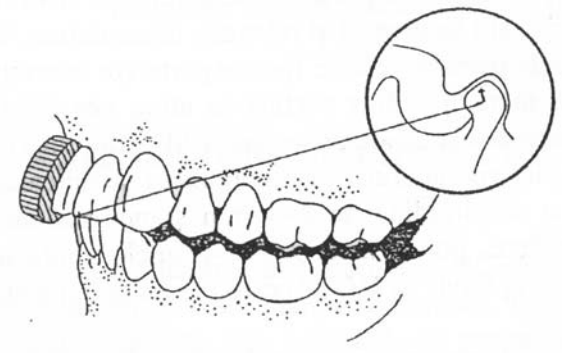


Fig. 5.5. Poziţionarea mandibulei în RC cu ajutorul Jig-ului anterior

2. *Tehnica Jig-ului universal.* Jig-ul universal, imaginat de Dupas (23), este un dispozitiv preconfecţionat dintr-un colţ al unei cutii din plastic. Porţiunea aleasâ se prelucrează pentru a i se da mărimea şi forma unui jig. Acesta se poziţionează pe incisivii centrali superiori pentru a se evalua dezocluzia molară, care trebuie să fie de aproximativ 1 mm. Se încarcă cu material termoplastic (Kerr). Se răceşte şi se

mvita pacienmi sa etectueze mişcăn de propulsie şi lateralitate. Operatorul prinde mentonul între degetul mare şi arătător efectuând mici mişcări de deschidere-închidere m rotație pură. Tehnica se indică pentru începătorii care nu reuşesc să ghideze mandibula m **RC.** Operatorul, după ce s-a deprins cu tehnica ghidării mandibulare în **RC,** poate renunța la utilizarea Jig-ului universal.

D) Metoda poziționării autoghidate. Metoda poziționării autoghidate corespunde concepției actuale a Academiei Internaționale de Gnathologie care consideră că m **RC** condilii ocupâ o poziție anterioară-superioară-mediană-maximâ (AUM position) prin autocontrol neuromuscular.

7. *Tehnica cu separatoml ocluzal.* Separatoml ocluzal, imaginat de Long m anul 1973 şi perfecționat de Huffman, Rosenblum şi Femmann (65), este un dispozitiv asemânâtor unui set de lere care are foliile de aceiaşi grosime (de obicei 0,1 mm) şi numerotate de la 1 la 50. Foliile au 0,5 mch (1,27 cm) lățime, 2 inch (5,08 cm) lungime, şi se pot confecționa din mylar, poliester, policarbonat, acetat sau alte tipuri de materiale plastice. Ideal, foliile trebuie să se îndoaie cu uşurintâ, dar nu trebuie să se deformeze plastic (fig.5.6).

Medicul grupează un număr „X'" de folii până când pacientul nu mai simte contact între dinții posteriori, şi apoi îl mvită să strângâ dinții cu intensitate medie 15-20 sec. Dacă după acest interval simte contact între dinții posteriori se mai adaugă o folie şi apoi pacientul strânge din nou dinții timp mai îndelungat. Când după o strângere de intensitate medie timp de 3-5 min. numai apare

nici un contact posterior se consideră că mandibula s-a poziționat tripodic (contacte la nivelul celor doi condili şi în zona incisivă). Această tehnică de tripodizare mandibulară elimină eroarea posibilă a practicianului neavizat m ghidarea centrică, permițând pacientului o poziționare neuromusculară condiliană corectă (fig. 5.7).

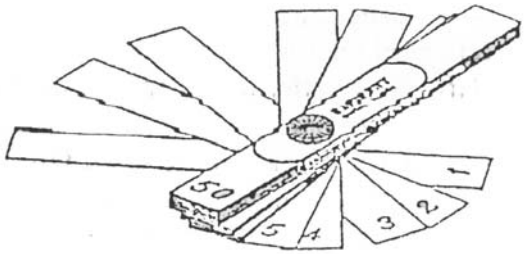


Fig. 5.6. Separatorul ocluzal

2. *Tehnica cu rigla curbă progresivă:* Tehnica este imaginată de Woelfel în anul 1986 şl utilizează în prezent o riglă tronconică curbă, cu conicitate progresivă, care prezintă o bară m lungime de 80 mm în porțiunea terminală pentru a facilita manipularea. Prin introducerea riglei între dinții frontali se măreşte progresiv **DVO,** producând dezangrenarea dinților laterali şi reducerea activității electromiografice (28, 65).

Rigla curbă progresivă, cunoscută sub denumirea de sistemul **OSU** (Ohio State University), este comercializată de firma Girrbach Dental GmbH (Germania) împreună cu suporturile de mărimi diferite pentru înregistrarea **RC** (28, 65).

Sistemul **OSU** este compus din trei piese din material plastic de lungimi şi grosimi diferite (4 mm, 9 mm, 16 mm), sterilizabile, care permit repetarea operațiunii de poziționare mandibularâ m **RC** la o aceeaşi **DV.**

Sistemul **OSU** prezintă următoarele avantaje:

- permite ghidarea neuromusculară a mandibulei şi înregistrarea **RC** cu ajutorul suportului de înregistrare;

Fig. 5.7. Poziționarea mandibulei în RC cu ajiitorul separatorului ocluzal.

• facilitează diagnosticul şi deprogramarea mandibulafâ rapidâ;
• stabileştc şi menţinc o **DV** 5elecţionată;
• sistem simplu, rapid, precis care permite controlul poziţionâril autoghidate a mandibulei m **RC,** accesibil şi pentm începători.

5.2.2. INREGISTRAREA OCLUZIEI IN RELAŢIE CENTRICA CU VAL DE CEARĂ

Cazurile care nu mai prezintă o **PIM** stabilă impun înregistrarea **ORC** m vederea confecţionării unor restaurări protetice corecte. După determinarea corectâ a **RC,** aceasta trebuie **înregistrată, transferatâ** şi **reprodusă** pe articulator. în acest caz, modelul superior va fi montat în articulator pe baza înregistrării cu un arc facial, cu localizarea individuală a axei balama, iar modelul inferior pe baza înregistrării **ORC.**

ORC, deci implicit poziţia de **RC** a mandibulei, poate fî înregistrată clinic, la dentat şi edentatul parţial (care mai prezintă perechi de dinţi antagonişti ce intră în contact), cu ajutoml unui val de ceară, format din două - trei plăcuţe de ceară. Ceara utilizată trebuie să aibâ anumite calităţi: atunci când este ramolită (încălzită) să prezinte o plasticitate mare, sâ permită imprimarea reliefului ocluzal şi la temperatura cavităţii bucale să devină rigidâ, pentru a pâstra fară sâ se deformeze înregistrarea realizată. în acest sens este indicată ceara specială de ocluzie BeautyPink şi ceara cu adaosuri de pulberi metalice, de exemplu, Cuprowax (45). Unii autori (70) recomandă aplicarea de pastă ZOE pe plăcuţa de ceară adaptată corespunzător la nivelul arcadelor dentare sau realizarea unei chei de ocluzie din gips superdur, cu prizâ rapidâ, evitând astfel eventualele deformâri care pot apare la nivelul valului de ceară.

Valul de ceară se aplică pe feţele ocluzale ale dinţilor de pe o arcadă (de exemplu, la maxilar), mandibula fiind condusă manual în poziţia de **RC,** condilii efectuând mişcarea de rotaţie pură înjurul axei balama (fig. 5.8) (38).

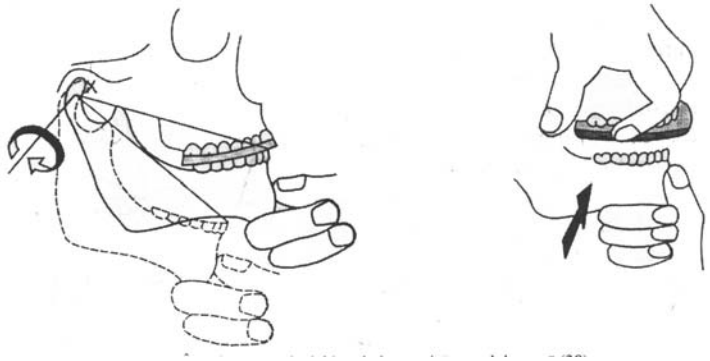


Fig. 5.8. Inregistrarea ocluziei în relaţie centrică cu val de ceară (38).

Contactele ocluzale care se stabilesc între dinţii celor două arcade m cursul conducerii mandibulei m **RC** vor rămâne imprimate m valul (placa) de ceară. După răcirea, respectiv rigidizarea cerii, înregistrarea realizată se îndepârtează din cavitatea bucală. Pe baza acestei

înregistrări se va monta în continuare în articulator modelul infcrior în pozitie de RC.fatâ de modelul superior, în prealabil montat după o înregistrare cu arc facial cu localizarea individuală a axei balama (fig. 5.9.).

Astfel, conform acestor înregistrâri transpuse pe articulator, raza mişcârii de deschidere a gurii (rotație pură) pomind dm **RC** este identică cu raza mişcării de deschidere a articulatorului (38).

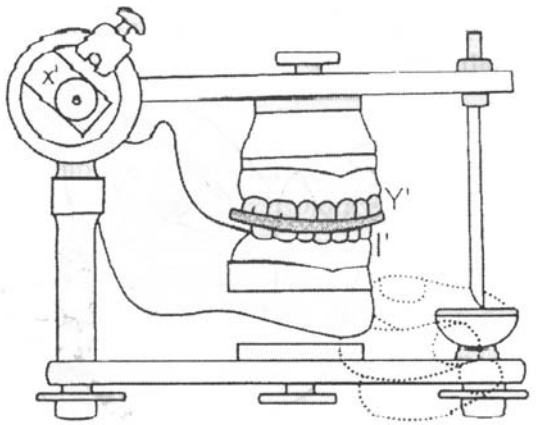


Fig. 5.9. Montarea modelului inferiorîn articulator, în relație centrică (38). X'- axa de rotație a articulatorului;

I'- punctul interincisiv inferior pe model;

Y' - punctul interincisiv superior pe model.

5.2.3. ÎNREGISTRAREA GRAFICĂ A RELAȚIEI CENTRICE

Gysi, McGrane şi **Gerber** au imaginat o metodă de a centra, respectiv echilibra mandibula, ținând cont de cele trei ghidaje care guvemează mişcările mandibulei: muscular (neuromuscular), **articular şi dentar.** Aşa numita metodă a „pivotului central de sprijin" (45) se bazează pe următoml principiu: eliminarea tuturor contactelor dentare necontrolabile şi înlocuirea^ lor printr-un singur punct de sprijin. Pentru a conduce condilii într-o poziție fiziologicâ, asociată cu relaxare musculară simetrică sau cu o contracție izometrică echilibrată, pivotul se va centra m planul de ocluzie. Dacă pe plăcuța receptoare a pivotului se depune un material imprimabil, prin acestă tehnicâ se va realiza practic **înregistrarea graficâ, în plan orizontal a RC (45).**

Inregistrârile grafice se pot realiza prin **tehnici extraorale sau intraorale.** în ambele cazuri este nevoie de o **placâ de înregistrare** (acoperită cu un strat subțire de ceară, negru de fum sau creion gras) şi de un **ac de înregistrare** care se fixează perpendicular pe planul de ocluzie, pe linia mediană a unei plăcuțe, care se fixeaxă la una dintre arcade, astfel încât să nu interfereze în ocluzie. Placa de înregistrare se fixează de dinții celeilalte arcade, astfel încât sanu interfereze ocluzia.

Inainte de a fixa plăcuțele m cavitatea bucală a pacientului este bine ca acesta să se deprindă cu executarea mişcărilor de propulsie şi de lateralitate. Cu plâcuțele de înregistrare fixate la cele două arcade dentare, se va cere bolnavului sâ ducă mandibula înainte şi înapoi, la stânga şi înapoi, la dreapta şi înapoi. Acul va înregistra diferite linii neregulate pe placă. **Abia după ce se produce oboseala musculară, mişcările înregistrate vor fi mişcări limită reale,** lar înregistrarea obținută va fi caracteristică, tipică fiecârui individ. în cursul acestor mişcări pe placâ apare un unghi obtuz cu deschiderea spre cavitatea bucală (dacă plăcuța de înregistrare este fixată la mandibulă. Acest unghi devine clar numai m momentul când mişcările mandibulare repetate vor pleca şi vor reveni m poziția de **RC.** înregistrarea se consideră fmalizată când liniile

formate prm mişcânle mandibulei vor trccc dc la forma de linie CUrbâ la 0 formâ darâ de unghL Poziția de **RC** corespunde situați^i m *WK* vârful acului se opreşte m vârftil unghiului respectiv, numit **arc gotic** sau **unghi simfîzar** (45). Dacă plăcuța de înregistrare se fixează la mandibulâ se va obține un desen în oglindă, iar dacă se fixează la maxilar, înregistrarea realizatâ va fi conform realitâții(fig.5.10).

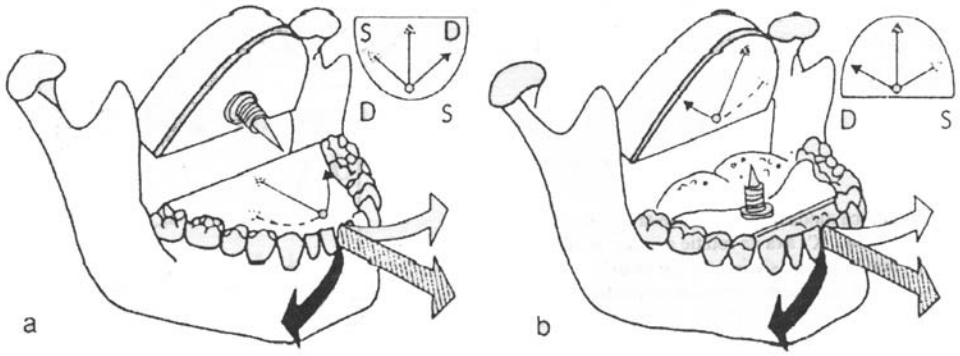


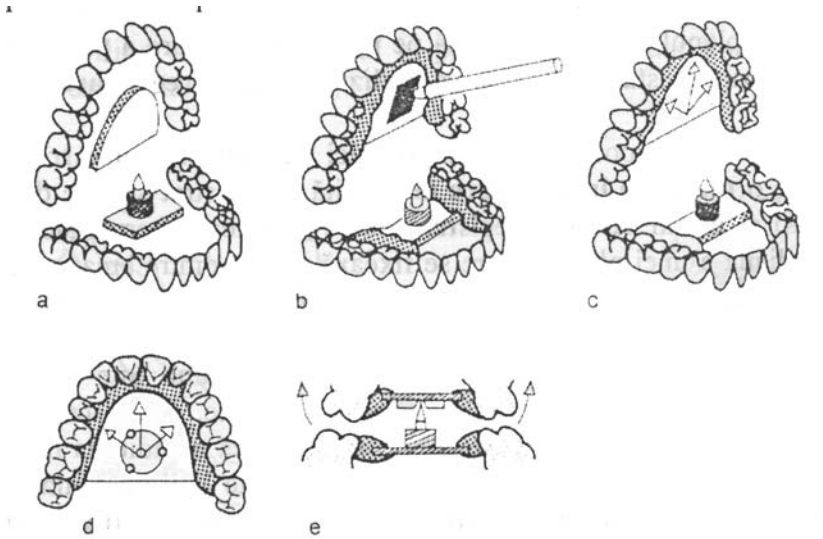
Fig. 5.10. Inregistrare intraoralâ a RC: a. placa de înregistrare fixată la mandibula - se obtine un desen în oglindâ b. placa de înregistrare fixatâ la maxilar - înregistrarea este conform realitâții, limba are mai multă libertate de mişcare (45).

Prin această metodă se permite înregistrarea:

- diagramei mişcărilor limită în plan orizontal
- relației centrice
- poziției neuro-musculare, care este reprezentată de contactul pivotului cu placa de înregistrare după ridicarea mandibulei, cu conducere exclusiv musculară.

In fîgura 5.11. sunt reprezentate schematic etapele de realizare a unei înregistrări grafice intraorale, m plan orizontal, a RC.

Această metodă, de înregistrare grafică a **RC** cu placă şi pivot central permite centrarea celor doi condili, în absența ghidajelor dentare. Mandibula este sprijinită de baza craniului prin trei puncte. Pentru a evita efectul unui plan înclinat, plăcuțele de înregistrare trebuie să fie fixate strict paralel cu planul lui Camper.



Frg. 5.11. Reprezentarea schematică a etapelor de realizare a unei înregistrâri grafice intraorale: a. verificarea intraoralâ a plăcuței şi pivotului de înregistrare; b. fixarea plâcuțelor cu acrilat autopolimerizabil de arcadele dentare; c. realizarea înregistrarii propriu-zise;d: tixarea plăcuței stopper peste centrul de greutate al plăcuței de înregistrare; e. aducerea mandibulei în RC, cu pivotul poziționat pe unghiul arcului gotic înregistrat şi fixarea acestei poziții cu o cheie de ocluzie din gips superdur, cu prizâ rapidâ.

5.3. ÎNREGISTRAREA POZIȚIEI DE INTERCUSPIDARE *MAXIMĂ*

Cel mai mare număr de contacte dento-dentare stabilite prin întrepătrunderea cuspizilor îlor două arcade antagoniste se realizează în ***PIM*** sau *de ocluzie în intercuspidare maximă.*

Electromiografîc m **PIM** se înregistrează o contracție voluntară maximă a muşchilor dicători ai mandibulei. De aceea **PIM** mai poartă denumirea *depoziție deforță.*

PIM este cea mai frecventă poziție funcțională mandibulo-craniană cu contact dento-sntar. în **PIM** se încheie majoritatea ciclurilor funcționale prin care se reahzează incizia şi iturarea alimentelor.

Numărul punctelor de contact stabilite la un moment dat este o particularitate a fiecâmi idivid şi este supus modificărilor morfologice în timp (morfologia secundarâ a unităților entare).

Deoarece arcadele dentare pot avea raporturi diferite cu baza osoasă care le susține, **IM** oate avea loc şi m poziții excentrice mandibulo-craniene.

Numărul punctelor de contact, forma şi repartizarea lor variază. Rickets susține că într-o cluzie ideală ar trebui să existe 30 de stopuri ocluzale pe fiecare arcadă, iar în absența molarilor •ei, doar24.

Hellman, în 1924 considera că în **PIM** raporturile ocluzale normale sunt caracterizate de rezența a 138 de suprafețe de contact (65).

De obicei, deținătorii unui **point centric** prezintă **stopuri ocluzale strânse** (contacte •ipodice), faptul nu este însă obligatoriu. Pentru ca mandibula să alunece din **ORC m PIM,** pe mgă o anumită conformație a cuspizilor activi trebuie să existe şi un grad de libertate al lişcărilor condiliene. Astfel, pentru un *long centric* de 0,5 mm, condilii se deplasează anterior proximativ 0,1 mm (când long centric-ul se face cu modificarea **DVO).** în cazul unui *îong entric* existâ o libertate de mişcare a vârfului cuspizilor pe planşeul foselor, libertate care poate ermite şi o alunecare în sens lateral *(wide centric).* Conform triunghiului descris de Spirgi, long entric-ul cu wide centric-ul concură la *Tealizăreăfreedom in centric-ului.* **De reținut:**

• In practică se obişnuieşte marcarea cu hârtie albastrâ a contactelor dento-dentare în **PIM** şi cu hârtie roşie a celor din **ORC.** Pot rezulta două situatii:

a) coincidența celor două culori (roşu peste albastru) = **point centric;** ^c rfpL

b) distanță în sens antero-posterior (0,2-1,75 mm) = **long centric** şi în sens lateral (1 mm) = **wide centric**

• Orice **PIM** cu mandibula plasată în interioml triunghiului lui Spirgi este o considerată ocluzie normală, depăşirea limitelor acestui triunghi se apropie de patologic (malocluzie).

• **PIM** nu este o poziție de referință (diagnostică), deoarece raportul mandibulo-maxilo-cranian poate îmbrăca două situații clinice diferite (point centric, long centric), este însă o poziție foarte frecventă m cursul mişcărilor funcționale ale mandibulei. Dacă pe traseul **ORC-PIM** se interpune un contact dento-dentar anormal (un obstacol, ca e exmplu, obturații înalte, proteze unidentare sau proteze parțiale fixe neadaptate ocluzal, etc.) 1 declanşează contracții musculare reflexe pentru evitarea obstacolului, cu devierea consecutivâ mandibulei. In această situație muşchii ridicători se contractă inegal, liniile mediane ale celor

două arcade nu mai corespimd, iar condilii nu se mai situează simetric în fosele mandibulare. Prin urmare, tendința de a evita obstacolul forțează mandibula într-o *intercuspidare maximă de necesitate* sau *ocluzie de necesitate (de convenienţă)*. Persistența *obstacolului* (cauzei), de multe ori *iatrogen*^ transforrnâ ocluzia de necesitate fie în *ocluzie habituală* ***(OH)*** *sau de obişnuinţd* (atunci când **ADM** s-a adaptat la această situație şi s-a ajuns la o intercuspidare stabilă), fie m *ocîuzie traumatică* (atunci când toleranța individuală a structurilor **ADM** a fost depăşitâ şi au apârut semne şi simptome de **DTM:** mobilitate dentară exagerată, odontalgii, mialgii, artralgii, etc.).

ATENȚIE! Simpla îndepârtare a obstacolului din ocluzia traumatică nu va determina revenirea automată la **PIM** inițială, datorită *modificării funcționale a engramei ocluzale.* De aceea, tratamentul ocluziei traumatice nu urmăreşte neapârat revenirea la raporturile ocluzale inițiale.

Obiectivele acestui tratament sunt:

- obținerea stabilității ocluzale â la long;
- funcționalitate a **ADM** satisfacătoare pentru pacient;
- eliminarea şi împiedicarea recidivei simptomatologiei **DTM.**

Atunci când ocluzia pacientului este stabilă (fie că este vorba de **PIM** sau de **OH),** ea se înregistrează şi se transferă pe modele cu ajutorul unor chei de ocluzie din ceară, silicon cu reacție de adiție, masă termoplastică etc. (45, 70), Materialele trebuie să prezinte o plasticitate inițială, permițând realizarea înregistrării şi ulterior să nu se deformeze m condițiile prezente m cavitatea bucală sau m mediul ambiant (fig. 5.12).

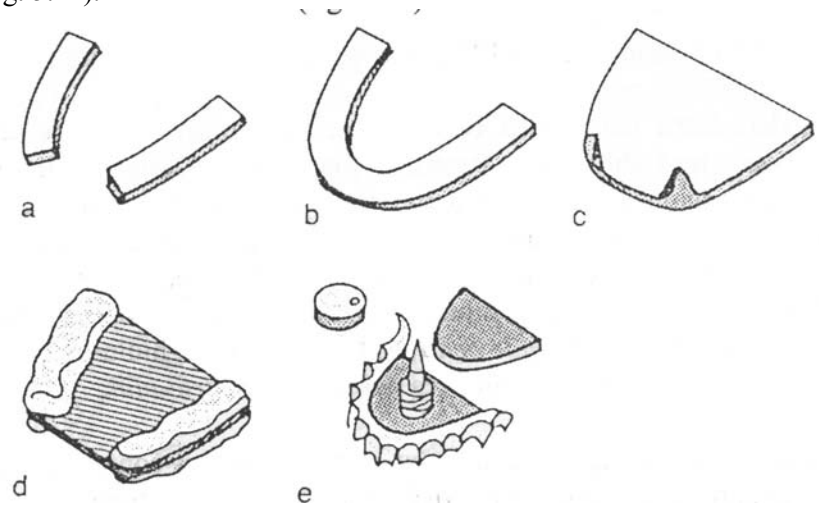


Fig. 5.12. Metode de înregistrare a ocluziei stabile: a. cheie din ceară pentru înregistrarea bilateralâ a ocluziei; b. val de ocluzie din ceară; c. plâcuță de ceară pentru înregistrarea ocluziei; d. placă cu material de amprentâ pentru înregistrarea ocluziei;e. set de înregistrare cu placâ şi pivot central de sprijin, pentru arcade integre,

la care PIM = RC (45).

în general, m protetica fixă, grosimea materialului cu care se înregistrează ocluzia trebuie să fie corespunzătoare, pentm a permite imprimarea dinților pe o adâncime de 1,5-2 mm. Dacă grosimea materialului este prea mare sau acesta are o yâscozitate crescută, pot apare ghidaje forțate, cu compromiterea înregistrârii. , ,

In practică nu există, de regulă, o potrivire perfectă între arcada dentară naturală şi modelul analog din gips (45), de aceea nu sunt indicate pentru înregistrarea ocluziei materiale care se întăresc complet. Uneori se indică şi încălzirea uşoară a cheii de ocluzie din ceară, pentru a permite poziționarea corectâ a modelelor pe suprafața sa. Imperfecțiunile microscopice de la nivelul modelului se vor integra în suprafața de ceară a cheii de ocluzie, fârâ ca să se modifice m ansamblu relația înregistratâ (45).

Ocluzia se înregistrează cu o ceară specială, care atunci când este încălzită (ramolită) prezintă o plasticitate mare, dar la temperatura cavității bucale, când este răcită devine rigidă, pcrmițând rcdarca şi păstrarea în timp a raporturilor interdentare înregistrate.

în figura 5.13 sunt reprezentate schematic etapele de înregistrare a intercuspidăni maxime cu ceară de ocluzie (45).

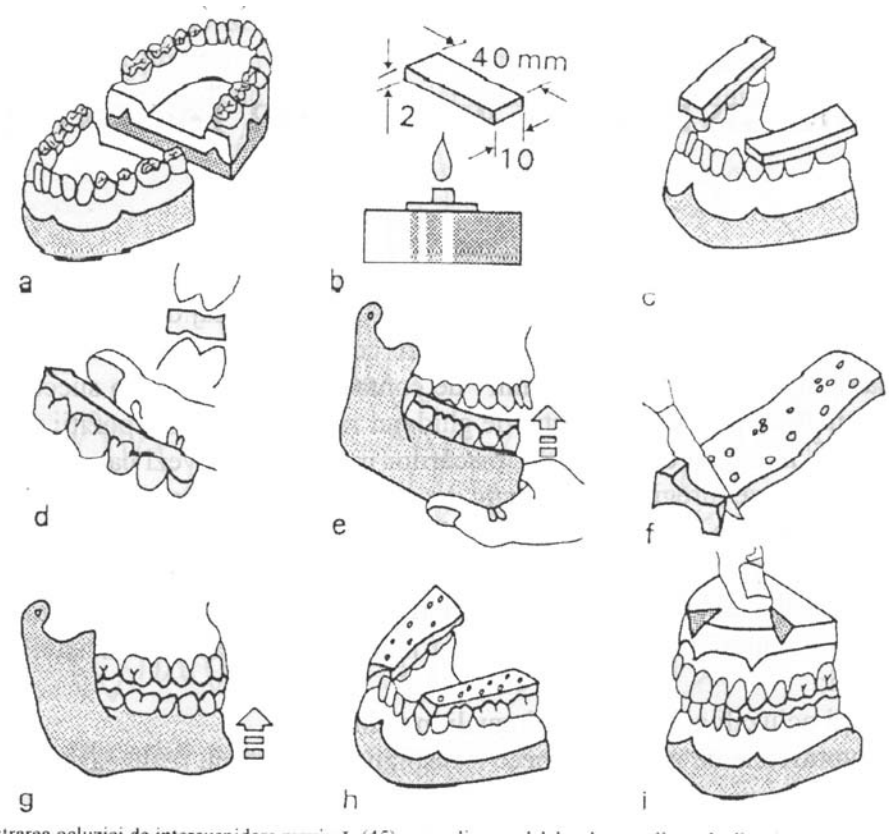


Fig. 5.13. înregistrarea ocluziei de intercuspidare maximâ, (45): a; ânaliza modelelor; b. ramolirea plâcilor de ceara; c. adaptarea placilor de ceară pe modelul inferior; d. poziționarea plăcilor de ceară în cavitatea bucală; e. conducerea mandibulei în PIM; f. îndepârtarea exceselor de ceară care vin în contact cu parodonțiul; g. verificarea relației înregistrate; h. poziționarea cheii de ocluzie pe modelul inferior; i. pozi(ionarea modelului superior în cheia de ocluzie, în PIM.

Se utilizează două plăcuțe de ceară, pentru înregistrarea bilaterală. După analiza modelelor se ramolesc plăcuțele de ceară şi se adaptează pe modelul inferior, după care ge poziționează pe dinți m cavitatea bucală şi mandibula pacientului este condusă manual până în **PIM,** care corespunde sau nu cu **RC.** După răcirea cerii, se îndepărtează cele două chei laterale de ocluzie din cavitatea bucală, se taie excesele, care vin m contact cu gingia, apoi se repune în cavitatea bucală, verificând dacă relația înregistrată este cea corectă. în continuare, cheia de ocluzie obținută se pune pe modelul inferior şi se poziționează modelul superior m impresiunile realizate, m **PIM.**

La ora actuală din ce m ce mai mulți autori (70) preferă şi recomandă înregistrarea **PIM** m protetica fixă prin intermediul unei chei luate în ocluzie. In acest scop este utilizată o portamprentă specială , de exemplu, Triple-Bite Impression Tray, Premier Inc., Philadelphia, PA, etc (70), formată dintr-o ramâ din material plastic care circumscrie arcadele dentare sau doar o hemiarcadă. De brațele vestibular şi oral ale portamprentei este fixată o panglică de tifon. Pe ambele părți ale acestei panglici de tifon se aplică silicon cu reacție de adiție special destinat pentru înregistrarea ocluziei, care devine foarte rigid după priză şi nu se deformează (de exemplu, Stat B-R Registration Paste, Kerr Manufacturing Co). Portamprenta cu materialul de înregistrare se aplică în cavitatea bucală, pacientul închizând gura în **PIM.** După priza

matenalului, sc îndcpărtează cheia din cavitatea bucală, se secționează surplusul de material şi se aplică pe modcle, pcrmițând montarea acestora m articulator în **PIM** (70).

5.4. INREGISTRAREA POZITIILOR EXCENTRICE

In cursul mişcărilor mandibulare, care se desfaşoară cu ghidaj dentar se stabilesc contacte dento-dentare punctiforme în poziții excentrice între cele două arcade, m funcție de momentul mişcări. Pe ansamblul mişcârii se obțin „linii" de contact, alcătuite dintr-o succesiune mai mult sau mai puțin regulată de puncte, m funcție de ghidajul respectiv. Aceste poziții excentrice pot fi înregistrate fie grafic m cursul determinării mişcârilor mandibulare (vezi cap.4.3), fie cu ajutorul unor chei de ceară, când se înregistrează practic doar punctul terminal al ghidajului respectiv.

Suprafețele dentare de ghidaj, pe care alunecă suprafețele de sprijin m cursul mişcărilor mandibulare (12) sunt reprezentate de:

- versanții ocluzali ai cuspizilor vestibulari ai premolarilor şi molarilor maxilari;
- inconstant suprafețele palatinale şi/sau marginile incizale ale incisivilor şi caninilor maxilari;
- versanții ocluzali ai cuspizilor linguali mandibulari. In **PIM,** suprafețele de ghidaj, respectiv cuspizii de ghidaj nu realizează contacte cu tabla ocluzală a dinților antagonişti. Contactul lor se situează m afara tablei ocluzale, realizându-se doar prin baza versantelor lor interne. Astfel, cuspizii de ghidaj au raporturi fie cu o ambrazură ocluzo-vestibulară, fie cu o ambrazură intercuspidiană. De fapt cuspizii de sprijin acoperă şi depăşesc cuspizii de ghidaj m sens vertical şi orizontal. Contumrile cuspizilor de ghidaj sunt mai puțin convexe, ei având rolul de a ghida suprafetele de sprijin în cursul mişcărilor mandibulare (12).

Astfel, **mişcarea de propulsie** a mandibulei este ghidată de fețele palatinale şi/sau marginile incizale ale incisivilor şi caninilor maxilari, reprezentând m sens morfologic restrâns **ghidajul anterior** (fig.5.14).

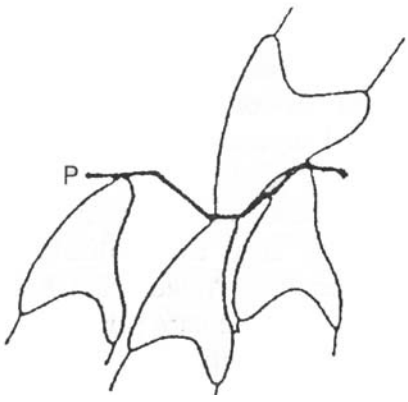


Fig. 5.14. Reprezentarea schematică a ghidajului anterio

în condiții fiziologice, normale, la dentat şi la purtătorii de proteze fixe, în cursul mişcării de propulsie, ghidajul anterior determină dezocluzia dinților posteriori.

Ideal este ca mişcarea de propulsie să fie susținută de toți cei opt incisivi, însă numărul dinților frontali care participă la ghidaj depinde de curbura incizală şi de alinierea dinților în sectorul frontal (fig. 5.15)

. Practic se acceptă drept funcțional şi ghidajul anterior susținut de doi dinți frontali superiori împreună cu antagoniştii lor(43,65).

în general m practică, pentru programarea articulatoarelor se utilizează înregistrarea pozițiilor excentrice

ale mandibulei cu ajutorul unor chei de cearâ, efectuate în condiţii similare cu înregistrarea în cearâ a ocluziei. Pentru înregistrarea poziţiei de protruzie, pacientul îşi poziţionează mandibula sau aceasta este ghidatâ manual în aşa fel încât dinţii carc participâ la ghidajul anterior sâ ajunga m contact de ^cap la cap". Condilii alunecâ în jos şi spre anterior pe panta tubercului articular şi dinţii posteriori vor fi în dezocluzie. Acest spaţm dintre dinţii posteriori va fi umplut cu maţerialul (ceară) din care se realizează cheia în propulsie. Astfel, pe baza înregistrârii m protmzie se va putea programa pe articulator înclinarea pantei tuberculului articular, respectiv înclinarea traiectoriei condiliene şi a traiectoriei incisive - ghidajul anterior (67).

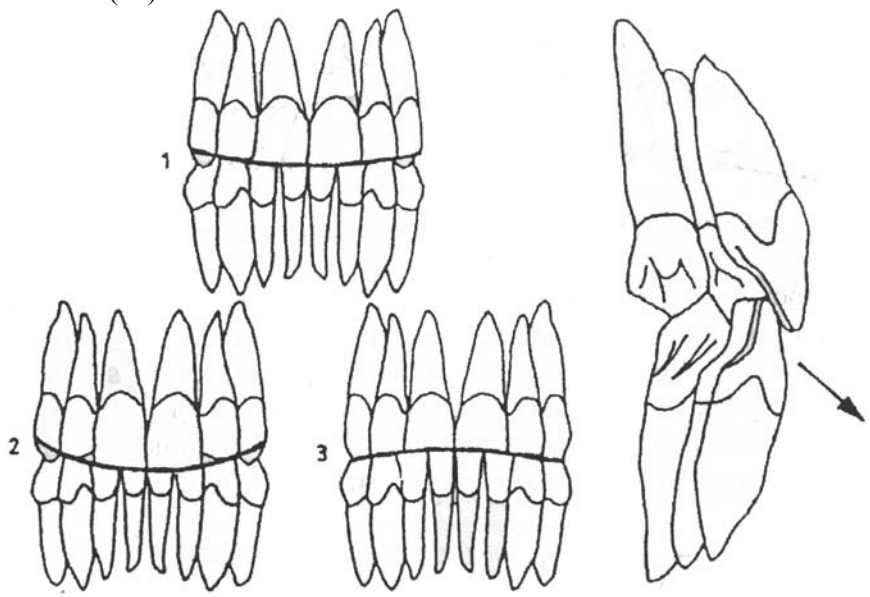


Fig. 5.15. Variante ale ghidajului anterior: 1. curbura incizalâ ideală - ghidaj anterior susţinut de tot gnipul frontal; 2. curbură incizală convexă inferior - ghidaj anterior susţinut de incisivii centrali superiori şi de antagoniştii lor; 3. curbură incizală concavâ inferior - ghidajul anterior se face pe incisivul lateral şi canin.

In cursul **mişcării de lateralitate,** respectiv de laterotmzie pot interveni mai multe tipuri de ghidaj, cu dezocluzia dinţilor de pe partea nelucrătoare (43):

• ***ghidaj canin*** - la majoritatea indivizilor (60%) mişcarea de lateralitate este ghidatâ exclusiv de caninii de partea lucrătoare (fig.5.16.).

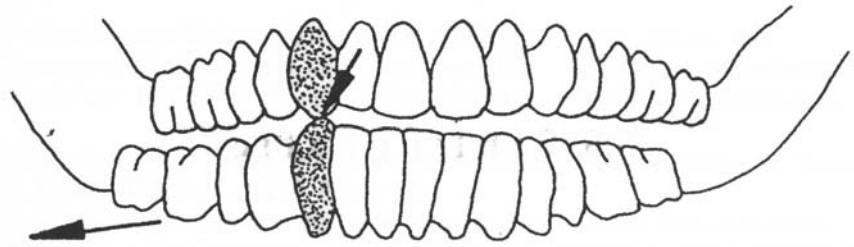


Fig. 5.16. Reprezentarea schematicâ a ghidajului canin

Deci,mcursul şcării de lateralitate va exista contact doar pe partea lucrătoare, între faţa vestibulară,.**respectiv cuspidul caninului inferior şi faţa paltinală, respectiv cuspidul caninului superior (până m poziţia de „cap la cap"), aparând dezocluzia imediată a tuturor celorlaţi dinţi, atât pe partea nelucrătoare, cât şi pe cea lucrătoare. La ghidajul canin poate participa uneori incisivul lateral.**

• ***ghidaj de grup*** - la ghidarea mişcării de lateralitate participă pe lângă canin şi premolarii şi molarii de pe partea lucrătoare (fig. 5.17).

Slavicek (72) a denumit acest concept „ghidaj lateral secvențial cu dominanță canină". în cazul ghidajului de grup, cuspidul canmului şi cuspizii vestibulan ai tuturor premolanlor şi molanlor mandibulan alunecâ pe fața oralâ a caninului supenor şi pe versanțn interni ai

cuspizilor vestibulari ai prcmolarilor şi molarilor maxilan antagomşi, cu dezocluzia tuturor celorlalți dinți (43). Unii auton consideră câ, intervcnția prcmolanlor şi a molamlui pnm de parte lucrâtoare este suficientâ pentm un ghidaj de gmp eficient (72).

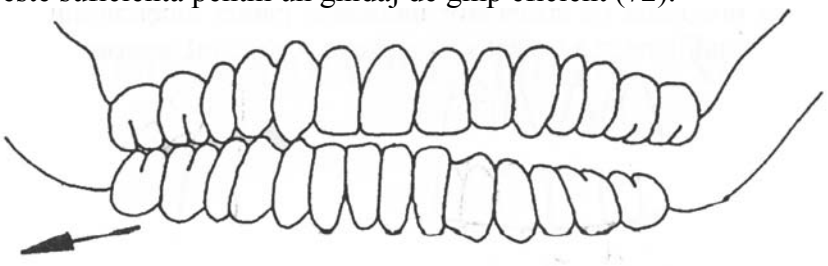


Fig. 5.17. Reprezentarea schematică a ghidajului de grup lateral.

Inregistrarea pozițiilor de lateralitate cu ceară se face asemănător cu înregistrarea poziției de protmzie. Astfel, pacientul îşi poziționează mandibula sau aceasta va fi ghidată manual astfel încât dinții de pe partea lucrătoare care participă la ghidarea mişcării respective vor ajunge m contact de „cap la cap", pe partea nelucrătoare apărând dezocluzia (fig. 5.18) (70). Pe baza înregistrării poziției de lateralitate se va programa pe articulator amplitudinea mişcării Bennett de pe aceeaşi parte şi unghiul Bennett de pe partea contralaterală (67).

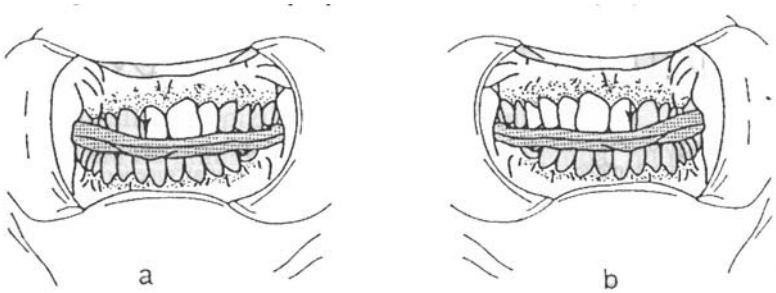


Fig. 5.18. înregistrarea cu ceară a poziției de „cap la cap" în lateralitate dreaptă (a) şi stângă (b) (70).

5.5. Bibliografie

1. Abjean J., Korbendau J.M. - *Okklusion. Klinische Aspekte und therapeutische Richtlmien.* Quintessenz, 1979, Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio.

2. Adamik H.J., Stuckrad P. - *Die George-Bifiregistrierung — ein unverzîchtbares Hilfsmittel zur Erstellung intraoraler Schnarchtherapiegerâte.* DZW-ZahnTechnik, 1999, 3, pg.20-22. î.

3.Agerberg G., Wanman A. - *Etiology of craniomandibular disorders.. evaluation of some occlusal and psychosocial factors in 19years olds.* J. Craniomandib. Disord, 1991, Winter 5 pg. 35^4.

4. Ash M.M., Ramfjord S.P. - *Manuel d'occlusion pratique,* Ed. Masson, 1984, Paris, New York, Barcelone,Milan, Mexico, Sao Paolo.

5. Aâh M.M., Ramfjord S.P. - *Funktionelle Okklusion - Eine Ardeitung.* Quintessenz, 1988, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio.

6. Ash M.M. - *Philosophy ofOcclusion: Past and Present.* Dent. Clin. North Amer., 1995, 39:2, pg. 233-255.

7. Ash. M.M., Ramfjord S. - *Occlusion,* 4-th ed., W.B. Sounders Company A Division of Harcourt & Brace Company, 1995, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, 275-284.

8. Avril C,M. - *Centric - a Phiîosophy,* Comunieare la Academia Europeana de Gnatologie. 1996, Dresda.

9. Axthelm Hoffinann — *Lexikon der Zuhnmedizm,* Quintessenz, 1987, Berlin.

10. Bodin **C.,** Abjean J. - *La dysfonction cranio-mandibulaire.* Rev. Orthop. Dento Faciale, 1989, 23, pg. 289-299.

11. Bratu D., Ardelean—Leretter M., Colojoarâ C., Romînu M. — *Dinţli umani permanenţi.Morfologie.desen.modelaj.* Ed.Signata, 1991, Timişoara.

12. Bratu D., Leretter M., Colojoară C., Romînu M. - *Dinţii umani permanenţi.Morfologie,desen,modelaj.* ed.2, Ed.Helicon, 1997,Timişoara.

13. Bratu D., Negruţiu M. - *Simulatoarele aparatului dento-maxiîar.* Lito U.M.F. Timişoara, 1994.

14. Burlui V., Morâraşu C. - *Gnatoîogie.* Editura Appolonia. laşi 2000.

15. Celenza F.V., Nasedkln J.N. - *Okklusion, der Stand einer Wissenschaft.* Quintessenz, 1979, Berlin.

16. Constantinescu M.V., Ene L. — *Echilibrarea ocluzală prin şlefuire selectivâ a dinţilor naturali cu ajtitorul separatorului ocluzal. I. Manipularea mandibulară prin utilizarea separatorzdw ocluzal.* Stomatologia, 1995, XLII, 3-^, pg. 111-116.

17. Daiberl K. - *Bifinahme ohne Wachswall mit der Zentrik-Platten System.* Dent. Lab., 1983, pg. 31.

18. Daiberl K., Brisko K.A. - *Moderne Stutzstifttechmk.* Quintessenz, 1987, Berlin.

19. Dawson P.E. — *Centric Relation; its effect on occluso-muscîe harmony.* Dental Clinics ofNorth America, 1979, 23,pg.l69.

20. Dawson P.E. - *Grundzuge der Okklusion.* Verlag Zahnârztlich-medizinisches Schrifttum, 1978, Mtinchen.

21. Dawson P.E. - *Evaluation, diagnosis andtreatment ofocclusal problems.* ed.2, Mosby, 1989, St.Louis

22. Dupas P.H. -*L'Occlusion en prothese conjointe.* Editions CdP, 1993, Paris.

23. Dupas P.H., Graux F., Lefevre C., Picart B, Vincent F. - *Lejig universel.* Cah. Prothese, 1987, 57, pg.115-125.

24. Ene L. - *Ocluzia funcţionalâ.* Stomatologia, 1982, XXIX, 4, 271-280,

25. Ene L. — *Problemes de gnathologie pour les implants en stomatologie.* Acta Stom. Int., 1980, 1:2, pg. 10—22.

26. Ene L., Bondar V., Constantinescu M.V. -*Axa balama.* Stomatologia, 1979, XXVI, pg. 29-39.

27. Ene L., Ilie C., Constantinescu M.V. - *Relaţia centricâ.* Stomatologia, 1978, XXV, 2, pg. 97-104.

28. Fetzer W., Bratu D., Negruţiu M. - *Simulatoarele ADM şi principiile funcţionale ale ocluziei. Baze teoretice şi utilizare practică.* Ed. Helicon, Timişoara, 1996.

29. Fowler J., Tamura K. - *Essential ofDental Technology.* Quintessence Publishing Co., Inc., 1987

30. Freesmeyer **W.B. -** *Instrumentelle Funktionsanalyse zur Diagnostik und Therapie.* Phillip Journal, 1998, 1-2, 33-43.

31. Fuchs P. — *Kronen und Bruckenprothetik heute.* Quintessenz, 1985, Berlin.

32. Fuhr K., Reiber Th. - *Die Kieferrelationsbestimmung.* în Deutscher Zahnârtze Kalender, 1988, Carl Hanser - Miinchen.

33. Gerber A. - *Kiefergelenk und Zahnokklusion.* Dtsch. zahnarztl. Z., 1971, 26, pg. 119.

34. Gerber A. - *Konzept und Lelhrmeinung uber Okklusion.* Kiefergelenk- und Kaudynamik-Faktoren der Ortho- und Dysfunktion. In: Diircke W., Klemt B. (editori); Kiefergelenk und Okklusion, Quintessenz, 1980, Berlin.

35. Gerber A. — *Okklusionslehre, Okklusionsdiagnostik und Okklusionsbehandlung im Wandelunserer Aspekte.* Schweiz. Mschr. Zahnheilk., 1970, 80 pg. 474.

36. Gernet W. - *Funktionsanalysen im stomatognathen System.* Hanser, 1982, Miinchen-Wien.

37. Graber G., Pfăndler U. - *Die Quintessenz einer praxisbezogenen Kronen- und Bruckenprothetik.* Quintessenz Pockets, 1980, Berlin.

38. Gross M.D., Mathews J.D. - *Occlusion in restorative dentistry. Technique andtheory.* ed.Churchill Livingston, 1982, Edinburgh, London, Melbourn, New York.

39. Huffman R.W., Regenos J.W., Taylor R.R. - *Principles ofOcclusion.* Ed. 8, H.R. Press, 1980, Columbus, Ohio?

40. Hupfhauf L. - *Festsitzender Zahnersatz.* Praxis der Zahnheiikunde 5, cu contribuţii de Behnke, Fuchs, Fuhr, Jung, Koeck, Lehmann, Marxkors, Reiber, Schramm-Scherer, Tetsch şi Weber. Urban & Schwarzenberg, 1987, Munchen-Wien-Baltimore.

41. HupfhaufL. - *Funktionsstorungen des Kauorgans.* Praxis der Zahnheilkunde 8, cu contributii de Engelhardt, Fuhr, Gausch, Garber, Hausamen, Koeck. Komposch, Krough-Poulsen, Lotzhiann, Liickerath, Meyer, Reiber, Reich, Reuling, Siebert, TroestUrban & Schwarzenberg, 1989, Munchen-Wien-Baltimore.

42. Hupfhauf L. - *Festsiîzeyider Zahnersatz.* Praxis der Zahnheiikunde **5,** cu contribuţii de Behnke, Figgener, Fuchs, Fuhr, Hupfauf, Koeck, Lehmann, Marxkors, Reiber, Schwickerath, Tetsch, Wagner şi Webei'. ed.3. Urban & Schwarzenberg, 1993, Munchfin-Wien-Baltimore.
43. loniţâ S., Alexandru P. - *Ocluzia Dentarâ.* cd.a II-a, Ed. Didactică şi Pedagogica, R.A.. 1997, Bucuresti.
44. Issei. P., Marxkors R. - *Zahnarztliche Techmk,* 3. erweiterte Auflage, Huthig, 1973, Heidelberg.
45. Korber K. - *Zahnârztliche Prothetik..* 4.Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart -"New York, 1995, cap.2 pg-74-84,92-105,117-138
46. KordaB B., VELDEN P. - *Der individuelle okklusale Kompafi.* Dental Labor, 1996, XLIV, 10, pg. 1595-1601
47 . Kubem-Meesenburg P.D., Meyer D.G., Bucking D.W. - *Application pratiqne d'une theorie de restaziration des dents anterieures: I. Principes de mise en oeuvre du C.C.F., gabarit de morphologie.* Les Cah. des Proth., decembre 1989, 68, pg. 23-33.
48. Long J.H. — *Diagnostic tests in determining the role of occlusion in temporomandibnlar joint disorders.* J. Prosthet. Dent., 1992, 68, pg.824-828.
49. Long J.H., Buhner W.A. - *Ne-w diagnostic and therapeutic mechanical device.* J. Prosthet. Dent., 1992, 68, pg. 828-832.
50. Lotzmann U. - *Die Primipien der Okklusion.* Ed. III, Neuer Merkur, 1989, Munchen.
51. Lucia V.O. - *Modern gnathological concepts - updated.* Quintessenz, 1983, Berlin.
52. Lundeen H.C. - *Centric yelations recoyds: îhe effect ofmuscle action.* Jurnal ofProsthetic Dentistry, 1974, 31, pg.244.
53. Mahalick J.A., Knapp F.J., Weiter E.J. - *Occlusal wear in prosthodontics.* J.Am.Dent.Assoc., 1971, 82, pg. 154-159.
54. Marguelles-Bonnet R., Young J.P. - *Pratique de l'analyse occlusale et de l'equilibration,* ed. CdP, 1984, Paris.
55. Mchorris W.H. - *Centric Relation Defined.* J. Gnath, 1986, 5, pg. 5.
56. Mccollum B.B., - *The mandibular hinge axis andmethodof locating it.* J. Prosth. Dent., 1960, 10, pg. 428.
57. Mohl N.D., Zarb G.A., Carlsson G.E., Rugh J.D. - *Lehrbuch der Okklusion.* Quintessenz, 1990, Berlin, Chicago, London, Sao Paolo şi Tokio.
58. Monson G.S. - *Occlusion as appliedto crown and bridgework. î.* Nat. 1. Dent. Assoc., 1920, 7, pg. 399-413.
59. Monson G.S. - *Some important factors -which mfluence occlusion.* J. Am. Dent. Assoc., 1922, 9, pg 498-503.
60. Okeson J.P. — *Fundamentals ofocclusion and temporomandibular disorders.* The C.V. Mosby, 1985, St. Louis, Toronto, Princeton.
61. Piehslinger E., Eelar R., Eelar A., Jăger W. - *The reproducibility of reference position,* J. Ororfacial Pain, 1993, 7:pg.68-75.
62. Podoleanu L., Constantinescu D., Constantinescu M.V. - *Conceptul ocluzal osteopatic.I. Noţiuni generale.* Stomatologia, 1995, XLII, 1-2,41-52.
63. Ramfjord S.P. - *Voraussetzungfur eine ideale Okklusion.* Dtsch. zahnârztl. **Z.,** 1971, 26, pg. 106.
64. Ramfjord S.P., Ash M.M. - *Occlusion.* Ed. III. Saunders, 1983, Philadelphia, London, Toronto, Mexico City, Rio de Janeiro, Sydney.
65. Romînu M., Bratu D., Uram-Ţuculescu S., Munten M., Fabricky M., Colojoarâ Carmen, Negruţiu Meda, Bratu Em. - *Aparatul dento-maxîlar. Date de morfologie funcţionalâ clinicâ.* ed.Helicon, 1997, Timişoara, cap.l4,pg.645-740.
66. Schulte W. - *Die exzentrische Okklnsion und ihre Folgen.* Dtsch, Zahnarztl. Z., 1972, 37. [i] ;
67. Schulz D., Winzen 0. — *Von der Behandlungsplanung zur natur- imd funktionsgerechten Rekonstruktion.* Dental Spectrum, 1997, II, 2.
68. Schuyler C.H. - *Factors of occlusion applicable to restorative dentistry.* J. Prosthet. Dent, 1953, 3, pg. 772-782.
69. Shillingburg H.-T., Hobo S., Whitsett L.D. - *Grundlagen der Kronen- und Bruckenprothetik.* Quintessenz, 1977, Verlag, Berlin, Chicago, Rio de Janiero, Tokio.
70. Shillingburg H.-T., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E. - *Fundamentals ofFixed Prosthodontics,* 3"[1] ed., Quintessence Publishing Co, Inc., 1997, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sâo Paulo, Moscow, Prague, Waesaw, cap. 3,4, 5, pg. 25 - 72.
71. Slavicek R., Mack H. -*Les criteres de l'occlusionfonctionelle.* Rev. Orthop. Dento. Faciale^ 1983, 17, pg. 519-530.
72. Slavicek R. - *Die funktionellen Determinanten des Kauorgans,* Verlag Zahnartzlich - Medizinisches Schrifttum, 1984, Munchen.
73. Strub J.R., Torp J.C., Witkowski S., Horzeler M.B., Kern M. - *Curriculum Prothetik.* Vol. 1.; Quintessenz, 1994, Berlin, Chicago, London, Sao Paolo, Tokio, Moscova, Praga, Varşovia.

74. Stuart C.E., Stallard H. - Principles involved in restoring occlusion to natural teeth. *J. Prosth. Dent., 1960, 10, pg.304-313.*

75. Thomson H. — Occlusion. *sec. ed., Wright, 1990, London, Boston, Singapore, Sydney, Toronto, Wellington.*

76. Weinberg L.A. — The role of muscle decondicioning for occlusal convective procedures. *J. Prosthet. Dent., 1991, 66(2), pg. 250-255.*

77. Weinberg L.A. - Vertical dimension: A research and cfinical analysis. *J. Prosthet. Denţ,, 1982, 47, pg.290-302.*

78. Winzen 0., Christiansen G. - Elektronische Funktionsanalyse - elektronische Funktionstherapie. *Dental Labor, 1996, XLIV, 12, pg.2033-2043*

79. Woelfel J.B. — Druckfreies Gleiten und Fuhren des Unterkiefers in sein Rotationszentrum. *ZWR, 1993, 102(4), pg.267-272.*

80. Woelfel J.B. - New devicefor accurately recording centric relation. *J. Prosthet. Dent., 1986, 56, 6, 716-727.*

81. Zaunschirm M., Permann R., Pflugl M. - Kiefergelenks- probleme im Zusammenhang mit Malokkhisionen. *ZWR, 1994, 103(12), pg. 756-759.*

6. MONTAREA MODELELOR ŞI PROGRAMAREA ARTICULATOARELOR

După determinarea şi înregistrarea relațiilor intermaxilare statice şi dinamice ale pacientului, m cadrul fazelor clinico-tehnice de realizare a unei restaurării protetice fixe, se trece la **montarea modelelor** (realizate m prealabil) **în articulator.** Montarea propriu-zisâ se face prin gipsare m conformatoarele sau dispozitivele de fixare a modelelor pe brațele articulatorului, în funcție de tipul şi designul intmmentului utilizat. în general, indiferent de tipul de articulator utilizat, se începe cu montarea modelului superior, m funcție de **relația dinți - axă orizontală de transfer** înregistrată cu un arc facial (vezi capitolul 4.2). Astfel, modelul superior poate fi montat în raport cu axa balama determinată exact pe pacient sau m funcție de axa balama arbitrar aleasă.

Modelul inferior se montează m raport cu cel superior în **RC** sau în **PIM,** în funcție de relația determinată şi înregistratâ pe pacient şi transferată în laborator (vezi capitolele 5.1 şi 5.2). în figura 6.1 sunt reprezentate schematic fazele de montare a modelelor în articulator (37).

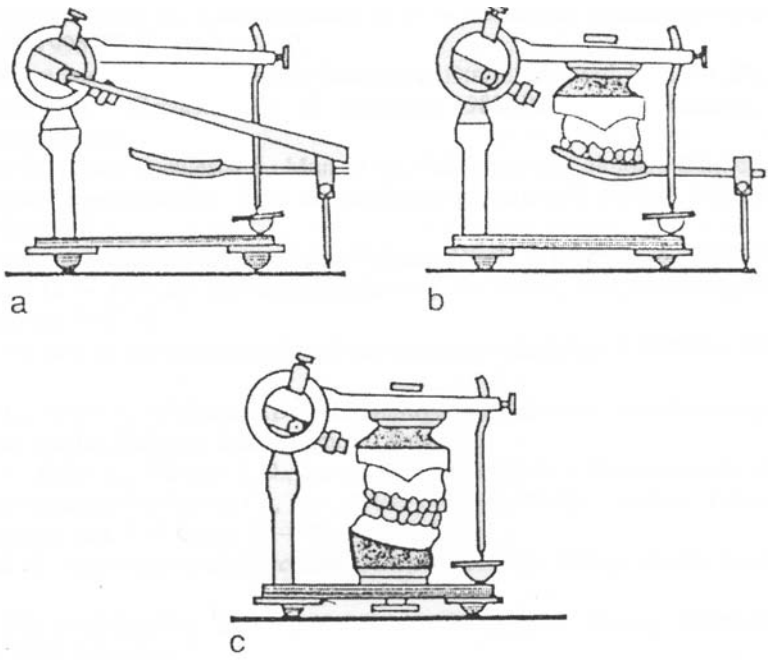


Fig. 6.1. Fazele de montare a modelelor în articulator (37): a. faza 1 - fixarea arcului facial de transter pe articulator; b. taza 2 - montarea (gipsarea) modelului superior în raport cu axa de rotație a condililor; c. faza 3 - montarea modelului inferior în relație centrică sau în PIM tață de modelul superior.

Montarea prin gipsare fixâ a modelului superior de brațul articiilatomlui nu permite nici un fel de control asupra corespondenței între relațiile intermaxilare determinate şi înregistrate intraoral montarea modelelor în articulator şi programarea acestuia, deoarece înregisrănle în ceară, îndiferent de tipul acestora, mi permit v^nficarea pe modele a mtereuspidăni, respectiv a raporturilor dintre diferitele suprafețe dentare aflate în contact. De aceea, Posselt şi ulterior Korber (37) recomandă realizarea unui **soclu de control,** metodă utilizată la ora actuală frecvent în tehnologia protezelor fixe, datorită avantajelor pe care le prezintă. Astfel, prin împârțirea bazei modelului într-un soclu primar şi unul secundar se poate verifica corespondența ocluzală a modelelor în planul soclului şi, prin aceasta într-un plan sinoptic de verificare. După plasarea modelului primar m cheia de ceară poziționată corect pe modelul inferior montat m prealabil, prin închiderea articulatomlui este posibilă detectarea oricârei devieri a poziției modelului inferior față de modelul superior, montat în raport cu axa orizontalâ de transfer, respectiv a inadvertențelor dintre relațiile reale ale pacientului şi cele transferate pe articulator. După Korber (37), soclul de control (Split-cast) este utilizat, m esență pentru:

• verificarea exactității montării modelelor m articulator cu ajutorul unei chei de control din ceară;

• verificarea exactității de reprodwere a poziției modelului inferior după realizarea unor înregistrări repetate ale **PIM,** respectiv relației centrice;

• diagnosticul **ORC** m cazul unor ghidaje fortate, după determinarea şi înregistrarea poziției de **RC** fară contact dentar;

• aprecierea devierii mişcării de rotație pură m jurul axei articulatorului față de cea m jurul axei funcționale înregistrată pe pacient, prin intermediul unui înregistrat de supraînălțare (3-5 mm);

• programarea automată a înclinării, respectiv a unghiului de înclinare a pantei tuberculului articular, prin intermediul înregistratului m protmzie;

• verificarea devierii, respectiv a programării unghiului Bennett prin intermediul înregistratelor m lateraleitate;

• verificarea relațiilor ocluzale a tuturor restaurârilor protetice, m general şi m special a protezelor fixe metalo-ceramice şi/sau suprastmcturilor pe implante;

• analiza poziției mandibulei m **OH,** în vederea unui diagnostic instmmental-funcțional şi după realizarea de restaurări protetice.

Realizarea soclului de control pe modelul superior nu este complicată; astfel, se reduce la soclator baza modelului până la o grosime de 5 mm la nivelul adâncimii maxime a palatului. In baza plană a soclului restant se realizează retenții prin tăiere sau frezare. Suprafața soclului primar astfel obținut se izolează şi se trece la realizarea soclului secundar din gips dur de altă culoare, utilizând drept conformator o bandă elastică sau adezivă care se fixează în contmuarea soclului primar. Din punctul de vedere al tehnicianului dentar este foarte avantajoasă utilizarea acestui soclu de control (Split-cast) în asociere cu un sistem magnetic de prindere a modelelor de brațele articulatorului.

în figura 6.2 este reprezentatâ schematic verificarea corectitudinii montării modelelor în articulator prin intermediul unui sodlu de control (37).

Pentru **programarea individualâ a articulatoarelor** este nevoie ca modelele să fie în prealabil montate m **RC** sau în **PIM,** pe baza unei înregistrâri grafice sau m ceară. După cum am amintit mai sus, modelele trebuie prevăzute cu un soclu de control.

în general, programarea individuală a articulatorelor se face pe baza relațiilor obținute de lapacientprm:

• înregistrâri intraorale,

• înregistrări grafice extraorale,

• înregistrâri electronice

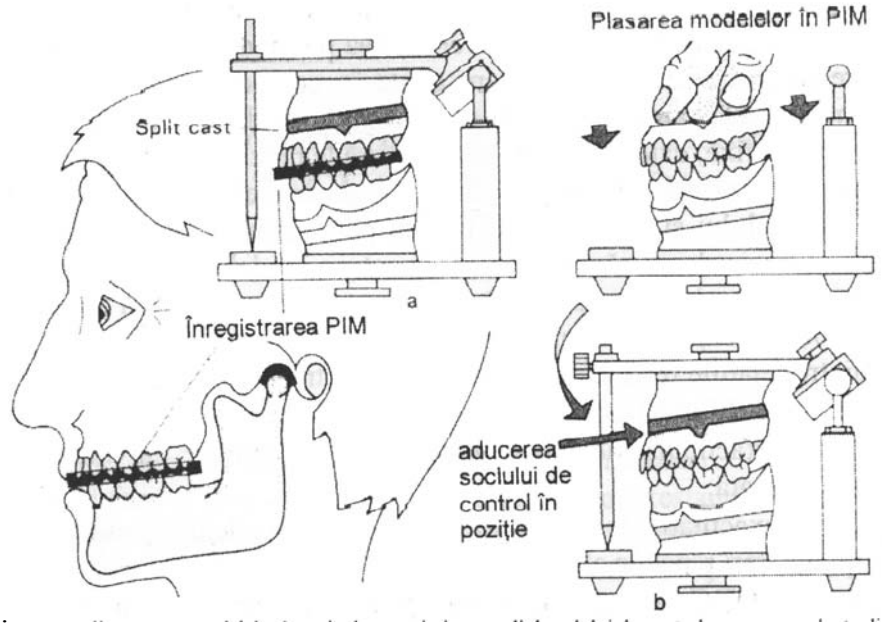


Fig. 6.2. Verificarea montării corecte a modelelor în articulator, prin intermediul soclului de control: a. corespondența dintre intercuspidarea mecanică şi poziția fiziologică a condililor; b. soclul de control permite poziționarea corectă a modelelor atât prin intermediul cheii de ceara, cât şi prin intercuspidarea mecanică a acestora.

Pe scară largă este utilizată metoda cu înregistrări intraorale, care nu necesită aparatură complicată şi este economică, permițând o programare rațională şi relativ precisă a simulatoarelor. Programarea articulatoarelor, în esență, respectă nişte principii generale şi parcurge etape de lucru adaptate tipului şi designului particular al instrumentului (19).

• Programarea unghiului de înclinare al pantei tuberculului articular

Pentm programarea unghiului de înclinare al pantei tuberculului articular, respectiv al traiectoriei condiliene este necesară înregistrarea mişcării de propulsie, respectiv a poziției „cap la cap" în propulsie cu ceară sau alt material de înregistrare (de exemplu, silicon cu reacție de adiție) (vezi capitolul 5.3). La o mişcare de propulsie de 5 mm rezultă o inocluzie laterală suficientă pentru a putea obține o înregistrare corespunzătoare. Modelele, prevăzute cu soclu de control, sunt montate m prealabil m articulator (în **RC).**

Pe modelul inferior se plasează înregistrarea m ceară a mişcării de propulsie în care se poziționează modelul superior primar (fig.6.3 a, b). în continuare se desfac şuruburile de reglare ale pantei ghidajului condilian şi brațul superior al articulatomlui se deplasează până ce soclul de control se adaptează perfect pe modelul superior, care este menținut în înregistrarea propulsiei m ceară (fig. 6.3 c, d). In această poziție se învârt boxele articulare până se simte o rezistență, respectiv până ce panta boxei articulare ajunge în contact cu condilul şi se strâng şuruburile de reglare, programând astfel valoarea unghiului de înclinare a pantei tuberculului articular (fig.6.3.e). De multe ori, pacientul nu execută o mişcare pur protuzivă, ci una uşor latero-protmzivă, de aceea este bine ca în timpul programării înclinării pantei tuberculului articular, unghiul Bennett să fie fixat la o valoare medie de aproximativ 20° (19).

• Programarea unghiului Bennett

Pentru programarea unghiului Bennett pe articulator este nevoie de înregistrarea poziției de „cap la cap" m laterotmzie stângă şi dreaptă, procedeul fiind acelaşi ca pentru unghiul pantei tuberculului articular (vezi capitolul 5.3).

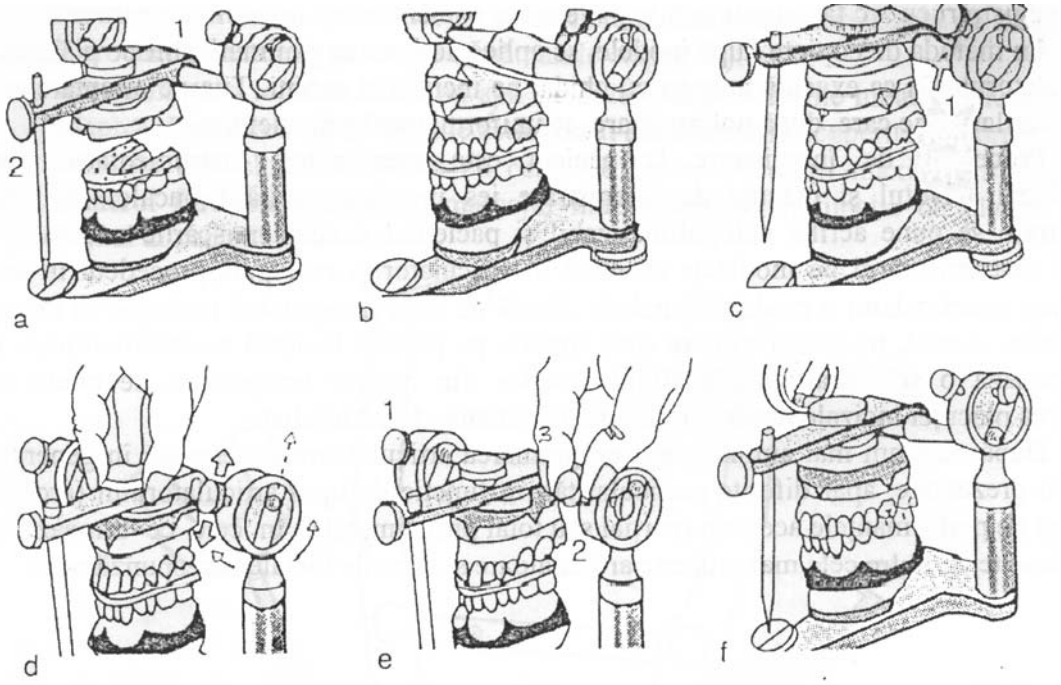


Fig. 6.3. Programarea pe articulator a înclinării pantei tuberculul articular (37): a. desfacerea modelului superior din soclul de control (1) şi plasarea înregistrarii în propulsie pe modelul inferior (2); b. poziționarea modelului superior în cheia de ceară; c. deslacerea şuruburilor de reglare şi blocare a pantei tuberculului articular (1 şi 2) şi închiderea brațului superior al articulatorului; d. plasarea soclului de control pe modelul superior şi reglarea boxelor articulare la valoarea de înclinare a pantei tuberculul articular corespunzătoare poziției mandibulei; e. fixarea şuruburilor de reglare şi blocare a pantei tuberculul articular de pe ambele părți (1 şi 2); f. repoziționarea articulatorului în relația axială de transftr (PIM şi/sau RC).

Unghiul Bennett se măsoară, respectiv se programează pe articulator pe partea nelucrătoare. Se desfac şuruburile de reglare pentru unghiul Bennett şi brațul superior al articulatorului se va deplasa până ce soclul de control se adaptează perfect pe modelul superior, care este fixat de cel inferior prin intermediul înregistrării în ceară, a poziției de „cap la cap" în laterotmzie. In această poziție se mişcâ boxele articulare spre stânga şi dreapta, până se simte un joc fară rezistență la articulatoarele **non-arcon,** care semnalează valoarea unghiului Bennett, ce va fi astfel programată. La articulatoarele de tip **arcon,** valoarea unghiului Bennett este semnalatâ de momentul de rezistență, respectiv de contact între boxa articulară şi condil (19).

• Programarea mişcaru Bennett **K** **qrsh**

Mişcarea Bennett, executată de condilul părții lucrătoare, poate fi înregistrată grafic, extraoral cu pantograful sau electronic. Poate fi, de altfel, apreciată şi manual, prin palpare. In principiu se poate spune că unui unghi Bennett de 7° îi corespunde o translație de 0,5 mm pe o parte (19, 27). 0 mişcare Bennett mare rezultată m urma unei înregistrări sau constatată prin palpare, poate fî cauzată de laxitatea ligamentară. în cazul reabilitărilor protetice trebuie apreciat dacă valoarea înregistrată este apropiată de valoarea medie menționatâ mai sus. Preluarea unei valori mari, care poate fi patologicâ, poate agrava situația m urma restaurării protetice (19).

Programarea pe articulator se face m funcție de tipul instmmentului. în general, mişcarea Bennett se programează arbitrar, pe baza înregistrării poziției de „cap la cap" în lateralitate, de partea lucrătoare. Articulatoarele total programabile posedă dispozitive de programare exactă sau posibilități de adaptare a boxelor articulare frezate individual.

• Reproducerea ghidajului anterior

De multe ori, m cazul restaurărilor protetice fixe, se pune problema păstrării ghidajului anterior existent, ceea ce presupune înregitrarea acestuia înainte de prepararea bonturilor.

Aceasta se poate face pnn transferarea directâ de pe modelele montate în articulator, pe baza unei înrcgistrări cu arc facial sau se înregistrează la pacient cu un instmment extraoral.

La mctoda de copiere după modcle, se aplică acrilat autopolimerizabil pc plăcuta incizală a articulatorului şi se execută mişcări cu ghidaj pe incisivi şi canini. Tija de orientare anterioară lasă în acrilat urme care, după polimerizare, se uniformizează prin şlefuire.

Procedeul de înregistrare la pacient este asemănător. Instrumentarul este fixat paraocluzal, pivotul şi plăcuţa de înregistrare ies în afara cavităţii bucale. Pe plăcuţa de înregistrare se pune acrilat autopolimerizabil şi pacientul execută mişcările necesare, apoi se fixează instmmentarul pe modelele montate în articulator şi se repetă procedeul m simulator. Montarea m articulator a modelelor trebuie facută pe baza înregistrării realizate cu un arc facial de transfer. Astfel, traseele rezultate sunt copiate pe plăcuţa incizală a articulatorului. Dacă se intenţionează o schimbare a ghidajului anterior din motive terapeutice, se poate modifica înclinarea plăcuţei incizale traseele individuale rămânând neschimbate.

După cum am mai amintit, deşi programarea articulatoarelor respectă m general etapele de lucru prezentate, apar diferite particularităţi m funcţie de tipul articulatorului (arcon şi non-arcon) şi de performanţele acestuia (parţial sau total programabil). în cele ce urmează vă vom prezenta câteva dintre cele mai utilizate articulatoare şi arcurile faciale corespunzătoare.

6.1. ARCUL FACIAL ŞI ARTICULATORUL WHIP-MIX

Articulatorul parţial programabil Whip-Mix 2200 (fig. 6.4) este reprezentativ pentru varietatea instmmentelor de tip arcon, cu sferele condiliene ataşate braţului inferior şi boxa articulară ataşată braţului superior. Boxa articulară, respectiv ghidajul condilian glisează în contact cu sferele condiliene, fixe. Deci braţul superior poate executa mişcări libere, permiţând detaşarea foarte uşoară de pe ansamblul articulatorului.

De obicei, montarea modelului superior m articulatorul Whip-Mix se face pe baza unei înregistrări cu arc facial, utilizând axa balama reală, determinată pe pacient, dar poate fi utilizat şi în asociere cu arcuri faciale anatomice (30). Astfel, arcul facial **Quick Mount** (Whip Mix Corp, Louisville, KY) (fig.6.5), prezintă calităţile şi caracteristicile tehnice ale unui arc facial anatomic, cu montare rapidă pe pacient şi transfer facil pe articulator. Modelele montate m articulatorul Whip-Mix 2200 pot fi transferate precis pe alt instmment de acelaşi tip care a fost reglat pentru aceiaşi parametri. Există o serie de avantaje m legătură cu această proprietate, inclusiv posibilitatea de a trimite

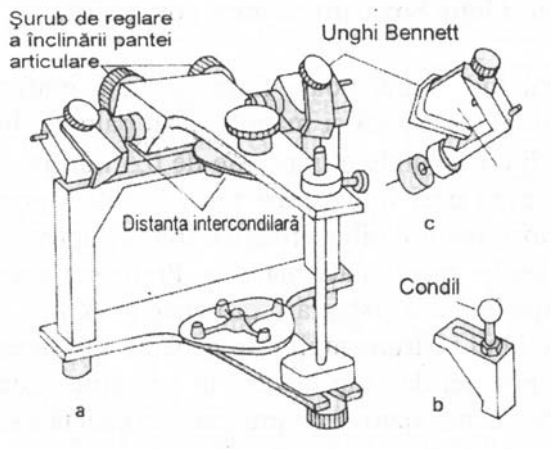


Fig. 6.4. Articulatorul partial programabil Whip-Mix: a. ansamblul articulatorului; b. suportul condilului, care permite reglarea distanţei intercondiliene; c. boxa articulară, cu evidenţierea mecanismului de reglare a unghiului Bennett.

rmodelc în iaboratorul d® tehnicâ dentarâ, fără a mai trimite şi instmmentul de înregistrare (76).

Montarea arcului facial Quick Mount pe pacient şi înregistrarea realizată cu acesta, ca şi cu oncarc alt arc facial anatomic parcurge următoarele etape (49):

- se ramoleşte o folie de ceară cu apă fierbmte pâuă ce devine moale şi flexibilâ şi se adaptează pe furculița de ocluzie astfel încât aceasta să fie acoperitâ uniform;
- furculița de ocluzie acoperită cu ceară se aplică pe dinții maxilari- Se centrează mânerul furculiței, respectiv marcajul liniei mediane în funcție de planul medio-sagital al pacientului

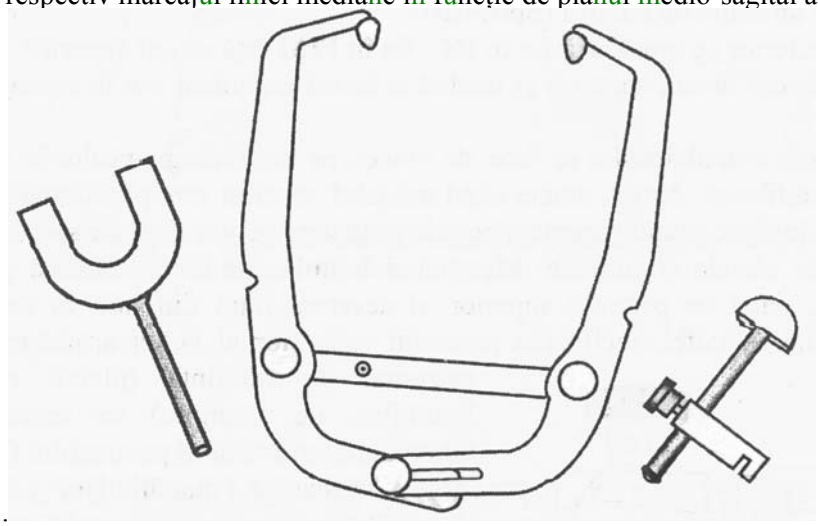


Fig. 6.5. Arcul facial anatomic Quick Mount (Whip Mix Corp, Louisville, KY) (49).

In continuare pacientul este rugat să închidâ uşor gura în aşa fel încât dinții maxilari să se imprime în ceara de pe furculița ocluzală, dar în aşa fel încât să nu atingă materialul rigid al acesteia, deoarece atunci va apare intmzia fiziologică a dinților, relația înregistrată nefiind cea corespunzătoare (49). Ceara m exces se elimină.

• Pentru montarea propriu-zisă a arcului facial, medicul ghidează olivele auriculare de pe brațele laterale în meaturile auditive exteme ale pacientului şi fixează arcul facial în această poziție, astfel încât indicatorul antropometric să fie centrat pe punctul *Subnazale* al pacientului (utilizând astfel ca sistem de referință planul lui Camper) sau pe punctul *Orbitale* (dacă este utilizat planul orizontal de la Frankfurt ca sistem de referințâ). Se strânge şumbul de fixare. Urmează poziționarea şi fixarea stopper-ului nazal pe bara transversală a arcului facial şi pe Glabella, dacă conformația facială a pacientului este armonioasă şi permite acest lucru. Dacă nu, se renunță la stopper-ul pe Glabella, arcul fiind menținut doar m funcție de planul antropometric de reper.

• In final, se solidarizează, printr-un sistem articulat, furculița de ocluzie de arcul facial montat pe pacient. Pentru sprijin suplimentar, pacientul poate să țină brațele laterale ale arcului facial, dar trebuie avut grijă sâ nu se modifice poziția fixatâ în prealabil. Pentru mai multă siguranță, medicul îşi va utiliza mâna liberâ pentru a stabiliza ansamblul față de torsiunile care pot apare în cursul strângerii şumbului de fixare a furculiței de ocluzie (49).

Distanța intercondiliană aproximativă a pacientului, „mare", „medie" sau „mică", este indicată m porțiunea superioară a marginii anterioare a arcului facial; această informație trebuie înregistrată m fişa pacientului pentru a facilita reglarea ulterioară a articulatoarelor care permit programarea individuală a distanței intercondiliene. Acest lucru nu e necesar în cazul

articulatorului Whip-Mix 2200, el având distanța intercondiliană fixâ^ de 110 mm. Aceasta corespundc cu distanța „M" reprezentată pe arcul facial.

Pentru îndepărtarea arcului de pe craniul pacientului se desface şumbul şi se îndepărtează stopper-ul nazal. Apoi se desfac cele trei şuruburi din partea superioarâ a arcului faeial cu un sfert de rotație şi în timp ce pacientul deschide încet cavitatea bucală, se îndepărtează cu grijă tot ansamblul.

Arcul facial, cu înregistrarea obținută astfel se va transfera pe articulator, urmând montarea modelului superior cu referință craniană. După cum am mai amintit, este bine ca acesta să fie prevăzut cu un soclu de control (Split-cast).

Modelul inferior se montează fie în **RC,** fie în **PIM** față de cel superior. In această relație **(RC** sau **PIM),** pereții distal, superior şi medial ai boxei articulare vin în contact direct cu sfera condiliană.

Programarea articulatorului se face, de obicei, pe baza înregistrărilor în ceară a pozițiilor excentrice ale mandibulei. Astfel, atunci când modelul superior este poziționat în cheia de ceară în protruzie şi se închide brațul superior, boxele articulare se vor deplasa spre superior şi distal, fiind distanțate de sferele condiliene. Menținând brațul superior m această poziție se rotesc boxele articulare, până ce peretele superior al acestora intră din nou m contact cu sferele condiliene (fig. 6.6.). Astfel, înclinarea peretului superior al boxei articulare față de planul orizontal de referință (planul orizontal de la Frankfurt, de exemplu) va reproduce înclinarea tuberculului articular al pacientului (30, 49).

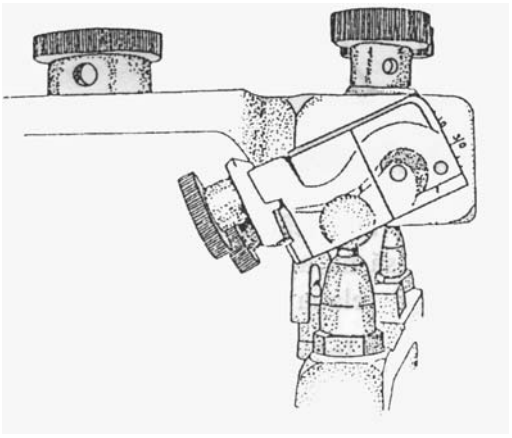


Fig. 6.6. Peretele superior al boxei articulare este înclinat până ce ajunge în contact cu condilul articulatorului, programând astfel înlinația pantei tubercului articular pe articulatorul Whip-Mix 2200 (49)

Mişcarea mandibulară spre o parte (lateralitate stângă sau dreaptă) este simulată prin mişcarea brațului superior al articulatomlui spre partea opusă.Boxele articulare de pe brațul superior glisează liber pe sferele condiliene ale brațului inferior, care pot fi m contact cu pereții superior, medial şi distal al boxelor. Pe parcursul mişcării de lateralitate, sferele condiliene trebuie să rămână tot timpul m contact cu peretele superior al boxei articulare, înclinarea acestuia simulând, după cum am arătat mai sus, ghidajul condilian protmziv al pacientului. Utilizând înregistrările m ceară a pozițiilor de „cap la cap" m lateralitate, poate fi reglată înclinarea peretelui medial al boxei articulare față de planul sagital, programând astfel unghiul Bennett, de partea nelucrătoare (fig. 6.7.) (49).

Dupa cum am mai amintit, m **RC** sau m **PIM** sferele condiliene sunt în contact cu pereții superior, distal şi medial ai boxei articulare m mod simultan. Pereții medial şi superior ai boxei articulare nelucrătoare sunt elemente esențiale de ghidaj a condilului nelucrător. Contactul dintre aceste suprafețe şi sfera condiliană nelucrătoare trebuie menținut pe tot parcursul mişcării de lateralitate. Astfel sfera condiliană nelucrătoare poate să fie în contact cu peretele medial al boxei articulare de partea nelucrătoare, m timp ce brațul superior se depărtează fizic, cu mişcâri mici, de partea nelucrătoare. Pe parcursul acestei mişcări, pereții superior şi distal ai boxei articulare lucrătoare trebuie menținuți m contact cu sfera condiliană de partea lucrătoare. Distanța dintre sfera condiliană lucrătoare şi peretele medial al boxei articulare de partea lucrătoare indică şi reproduce amplitudinea decalajului lateral, respectiv a mişcării Bennett, executată de către condilul de partea lucrâtoare al pacientului (30, 49).

Articulatorul parțial programabil Whip-Mix 2200 oferă rezultate terapeutice deosebite la

o manipulare corectă, fiind utilizat şi în centre de învățământ, în scop didacfic.

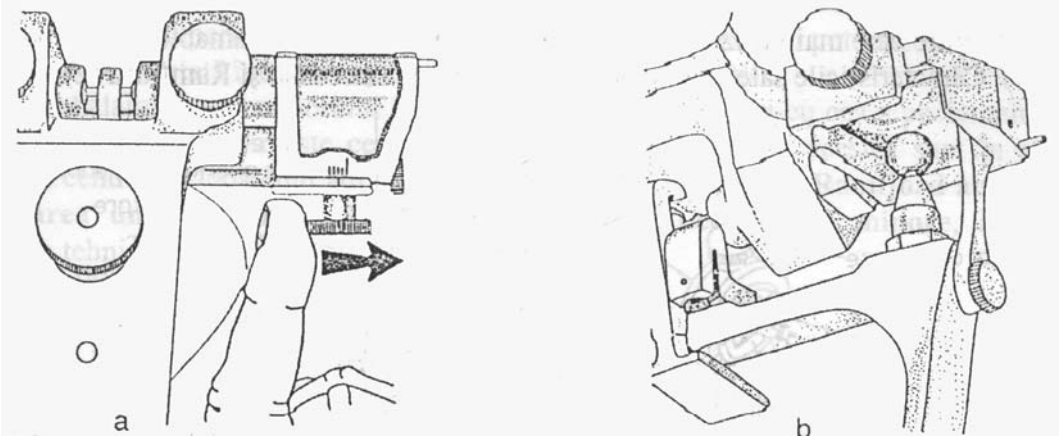


Fig. 6.7. Peretele medial al boxei articulare de partea nelucrâtoare este miscat (a) pânâ ce aiunge în contact cu condilul articulatorului (b), programând astfel unghiul Bennett pe articulatorul Whip-Mix 2200 (49).

6.2. ARCUL FACIAL ŞI ARTICULATORUL HANAU

Primul articulator şi arc facial Hanau au fost utilizate m stomatoiogie m anul 1921 (53). De atunci şi până m prezent au fost elaborate o serie de modele, cu performanțe diferite, perfecționate permanent, m funcție de sugestiile specifice primite de la medicii stomatologi şi tehnicienii dentari care le utilizează m practica de zi cu zi, precum şi de la cercetători. Articulatoarele şi arcurile faciale Hanau sunt recunoscute universal pentru simplicitatea şi funcționalitatea lor, precum şi pentm uşurința de manipulare. Ele pot fi utilizate atât pentru diagnosticul mstmmental-funcțional al disfuncțiilor temporo-mandibulare, cât şi m cursul diferitelor terapii protetice (49).

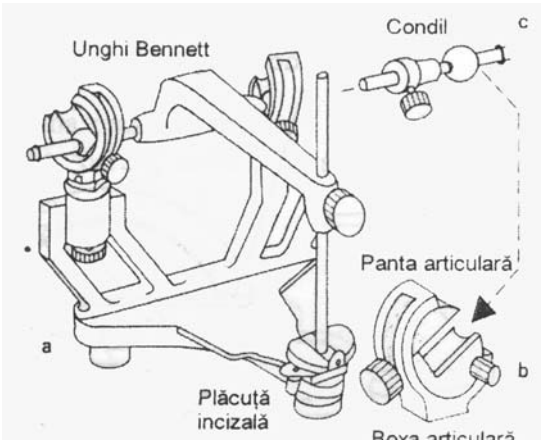


Fig. 6.8. Articulator Hanau (37): a. articulatorul în ansamblu; b. boxa articulară; c. condilul care glisează pe panta articulară.

In fîgura 6.8 este reprezentat schematic unul dintre prototipurile articulatoarelor Hanau (37). Este un articulator parțial programabil de tip non-arcon, cu performanțe deosebite. Prezintă suplimentar şi

---

RudolfL. Hanau (1880-1940) - **inginer** din Buffalo, SUA. A stabilit în 1926 o relație între cei cinci factori determinanți ai ocluziei de balans general (traiectoria condiliană, adâncimea curbei lui von Spee, înălțimea cuspizilor, traiectoria incisivă şi planul de ocluzie). Apoi, ținând cont de aceşti factori, a construit un arc facial şi articulatoare compatibile cu acesta.

posibilitatca reglâm individuale a distanței intercondillene, brațul superior al aniculatomlui fnnd detaşabil.

Unul dintre cele mai utilizate articulatoare **Hanau** parțial programabile este modelul **H2-PR** (fig.6.9). Caracteristicile sale au fost descrise succint de către Ash şi Ramfjord (2).

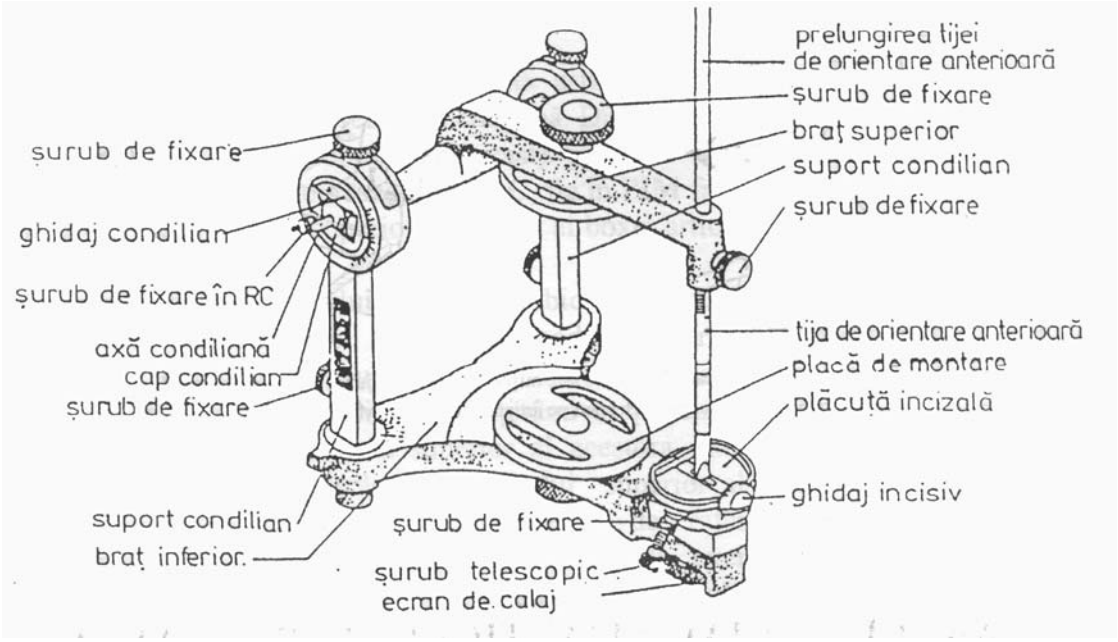


Fig. 6.9. Elementele componente ale articulatorului Hanau H2-PR (2).

Este un articulator de tip non-arcon (condilian), deci elementele condiliene sunt fixate de brațul superior al aparatului. 0 axă, corespunzând axei balama transversale, trece prin capetele condiliene şi brațul superior. Capetele condiliene sunt plasate într-un lăcaş (boxa articulară), care include panta de ghidaj condilian (fig. 6.10). Aceasta poate fi reglată astfel încât să simuleze exact traiectoria condiliană înregistrată pe pacient.

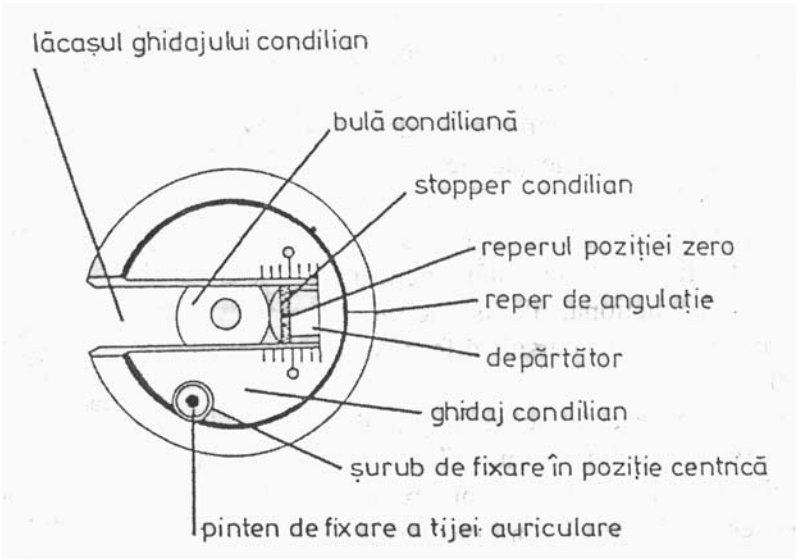


Fig. 6.10. Elementele componente ale boxei articulare la articulatorul Hanau H2-PR (2).

Brațul superior poate fi blocat m **RC** cu ajutorul unui stopper, denumit „stopper centric". Astfel, dacâ modelul mandibular urmeazâ sâ fie montat m **RC** brațul supenQT ya fi blocat de

către stopper-ul centric (prm mtemiediul unui şurub de fixar?) în **RC.** Dacâ se urmâreşte montarea modelului mandibular m **PIM,** atunci braţul superior va fi blocat în această poziţie. Atunci când braţul superior este odată fixat în **RC** sau **PIM** nu se mai pot face modificări la acest nivel, fară sâ fie afectatâ înclmarea pantei de ghidaj condilian (2).

Axa balama a articulatorului Hanau H2-PR nu este aceeaşi cu cea a pacientului. Ea este reprezentatâ de axa care uneşte centrul capetelor condiliene^ când acestea sunt m contact cu stopper-ele centrice. După cum am amintit şi în capitolul 4.2, **Ash şi Ramfjord au demonstrat că utilizarea unei axe balama arbitrare nu induce decât erori minore,** admisibile în majoritatea tehnicilor terapeutice.

Pe articulatoml Hanau H2-PR există şi posibilitatea reproducerii mişcârii Bennett. Manipularea braţului superior m mişcarea de lateralitate are o importanţă particulară, deoarece m timpul diducţiei spre dreapta, de partea lucrătoare, tija axei condiliene se deplasează lateral, m timp ce capul condilian rămâne m contact cu stopper-ul centric. Pe partea nelucrâtoare, tija axei condiliene va râmâne în contact cu capul condilian.

Plâcuţa incizală, cu ajutorul căreia se reproduce ghidajul anterior, poate fi reglată la articulatorul Hanau H2-PR între +60° şi -20°. Pe acest articulator poate fî utilizatâ o plăcuţă de „long centric" şi o plăcuţă incizală adaptabilă.

In figura 6.11. este reprezentată schematic analogia între mişcările reproduse pe articulatorul Hanau şi cele reale, executate de către pacient (54).

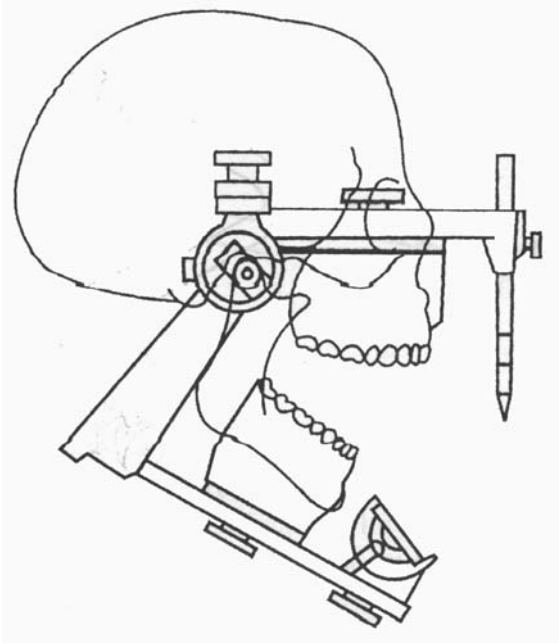


Fig. 6.11. Reprezentarea schematică a mişcărilor reproduse de către articulatorul Hanau, analog cu cele executate de **pacient.**

Ca şi în cazul articulatoarelor Hanau, de-a lungul timpului au fost elaborate diferite arcuri faciale. Primul arc facial Hanau utiliza axa balama realâ determinată pe pacient şi era foarte asemănător cu **arcul Hanau Facia 132-2SM** (fig. 6.12.), utilizat pe scarâ largă la ora actuală. Acest arc este constituit dintr-un cadru metalic m formă de U, braţele laterale fiind prevăzute cu tije de fixare pe punctele de emergenţă ale axei balama (vezi capitolul 4.2.). Pe acest cadru metalic sunt fixate o furculiţă de amprentă şi un indicator orbitar, orientat pe punctul infraorbitar, utilizat ca şi al treilea punct anatomic de referinţă.

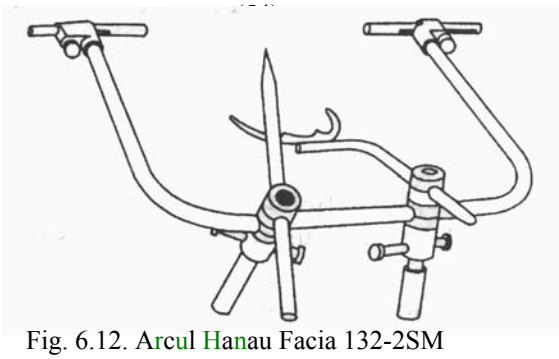


Fig. 6.12. Arcul Hanau Facia 132-2SM (53).

Pentru a asigura o manipulare mai uşoarâ şi mai rapidâ, cu obţinerea de rezultate optime, firma Teledyne Dental (Bremen) a elaborat şi arcuri faciale anatomice, ca de exemplu **arcul Hanau Spring** (fig. 6.13.).

Acest arc posedă olive auriculare care se introduc în conductul auditiv extem, utilizând astfel axa balama arbitrară, fiind capabil să înregistreze şi să transfere pe un articulator compatibil relaţiile

determinate pe pacient. Arcul Hanau Spring se centrează automat, confermd acuratețe înregistrărilor şi comfort pacientului. Poate fi sterilizat la autoclav. Permite transfeml datelor înregistrate, prin desprmderea de pe cadm a ansamblului de fixare a furculiței ocluzale şi ataşarea directa a acestuia pe un articulator Hanau, Denar, SAM sau Whip-Mix. Arcul Hanau Spring utilizează ca şi sistem de referință planul orizontal de la Frankfurt, poziționarea lul corectă pe pacient fiind dirijată de indicatorul orbitar (pe punctul suborbitar). Acest arc facial este uşor de utilizat, fiind unul dintre cele mai competitive arcuri antatomice existente la ora actuală.

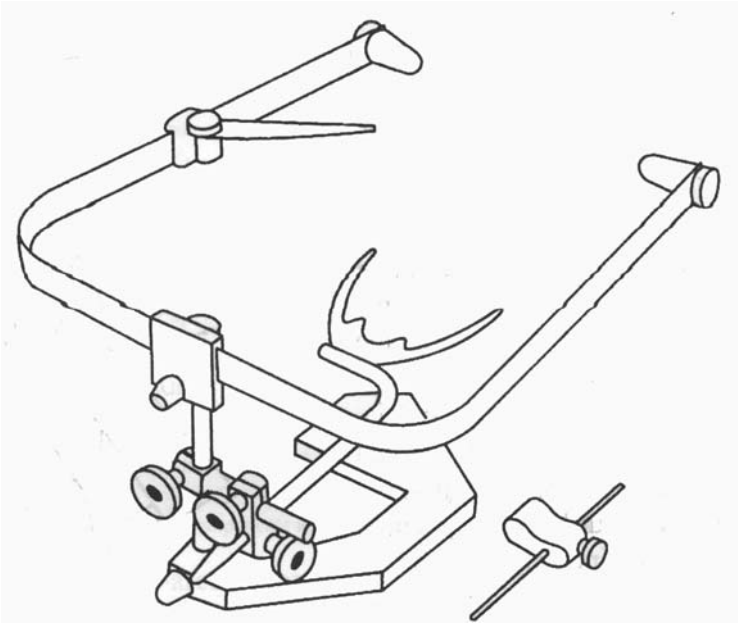


Fig. 6.13. Arcul facial anatomic Hanau Spring (53).

6.3. ARCUL FACIAL ARCUS ŞI ARTICULATORUL PROTAR II

în scopul reproducerii exacte a relațiilor intermaxilare şi ale mişcărilor mandibulei, firma **KaVo EWL** prezintă un sistem de înregistrare, transfer şi simulare ale acestora(35, 36), compus din:

- arc facial - **Arcus;**
- articulator mediu **- Protar I;**
- articulator parțial programabil - **Protar II.**

Arcul facial Arcus (KaVo EWL) (fig. 6.14) este conceput pentru înregistrarea precisă atât a valorilor medii, cât şi a celor individuale, necesare pentru montarea corectă a modelelor în articulator, utilizând fie axa balama arbitrară (arc facial anatomic) sau permițând determinarea exactă pe pacient a acesteia (19).

în cazul înregistrării valorilor medii (axa balama arbitrara), arcul este montat astfel încât să aibă trei puncte fixe: două la nivelul conductelor auditive exteme şi unul pe Glabella (stopper nazal), Orientarea arcului poate fi verificată cu ajutorul tijei de referinţă care trebuie să fie orientatâ pe punctul infraorbitar, raportat la planul orizontal de la Frankfurt. Fără să se schimbe poziția arcului, este posibilă venficarea onentăni pe punctul de refennță subnazal, fnnd astfel raportat în acclaşi timp şi la planul lui Camper.

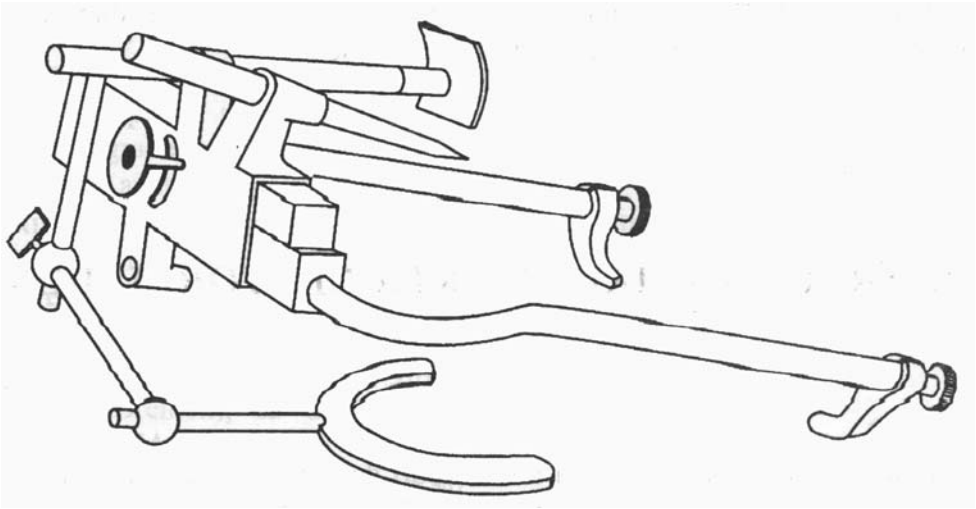


Fig. 6.14. Arcul t'acial Arcus al firmei KaVo EWL (35).

Dacă orientarea arcului, în cazul sprijinului pe Glabella, prezintă devieri de la punctele de referință (punctele infraorbitar şi subnazal) este indicată poziționarea lui individuală. In asemenea cazuri se renunță la stopper-ul nazal, orientarea arcului facându-se cu ajutorul tijei de referințâ.

Arcul permite înlocuirea dispozitivului de fixare în conductele auditive externe cu un sistem de fixare pe punctele de emergență ale axei balama reale. Astfel se pot înregistra datele individuale ale pacientului necesare pentru montarea modelelor m articulator şi programarea acestuia.

Sistemul Protar al firmei KaVo EWL prezintâ două variante (36). Părțile inferioare ale celor două tipuri de articulatoare sunt identice şi permit adaptarea unei părți superioare cu valori medii (fixe) la **Protar 1** sau a unei părți superioare programabile individual la **Protar 11,** ceea ce prezintă avantaje din punct de vedere economic.

Articulatoarele **Protar 1** şi **Protar II** sunt de **tip arcon** şi au un design care le permite o manipulare uşoară. La realizarea părților componente ale acestor instmmente, cu excepția plăcuței incizale, confecționată din material plastic, au fost utilizate diferite aliaje metalice. Sistemul cuprinde şi un dispozitiv de tip Split-cast, cu fixare magnetică a modelelor; de asemenea, pune la dispoziție toatâ gama de instmmentar auxiliar necesar unei utilizări corespunzătoare şi este compatibil şi cu alte tipuri de arcuri faciale (Whip-Mix, Dentatus, Artex etc.) (19).

Articulatorul parțial programabil Protar II (fig. 6.15) prezintă posibilitatea reglării unghiului de înclinare a pantei tuberculului articular între

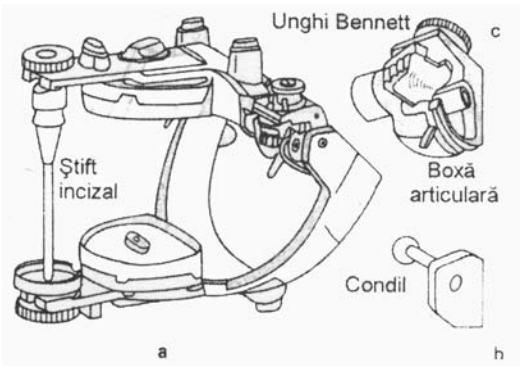


Fig. 6.15. Articulatorul Protar II al firmei KaVo EWL: a. articulatorul în ansamblu; b. boxa articulară, cu evidențierea reglajului iinghiului Bennett; c. condilul articulatorului (37).

-15° şi +75° faţâ de planul orizontal de la Frankfurt (considerat paralel cu planul mesei de lucru a tehnicianului). Unghiul Bennett poate fi programat la valori între 4° şi 30°, iar unghiul de deviere al condilului de partea lucrâtoare în lateralitate la valori între —20° şi +20°. Mişcarea Bennett poate avea o amplitudine de 0 - 1,5 mm. Plâcuţa incizalâ prezintâ două feţe - una planâ şi una înclinatâ la 10°. Distanţa intercondilianâ nu poate fi reglată, iar distanţa dintrc cele două braţe poate fi de 120, 108 sau 97 mm (35).

Acest articulator partial programabil sau programabil individual, după cum îl prezintă firma (37), este foarte uşor de utilizat, cu performanţe deosebite.

6.4. ARCUL FACIAL ŞI ARTICULATORUL DENAR

La ora actuală pe piaţă există mai multe tipuri de articulatoare Denar, atât parţial, cât şi total programabile, cel mai reprezentativ fiind simulatorul total programabil **Denar D5A** (fig. 6.16) (52). Acest articulator total programabil este de **tip arcon** şi permite reglarea individuală şi independentă a pereţilor boxelor articulare, simulând ghidajele condiliene, respectiv mişcările mandibulei pacientului. Pentru programarea individuală exactă a articulatorului **Denar D5A** este necesară înregistrarea mişcârilor mandibulare cu un pantograf.

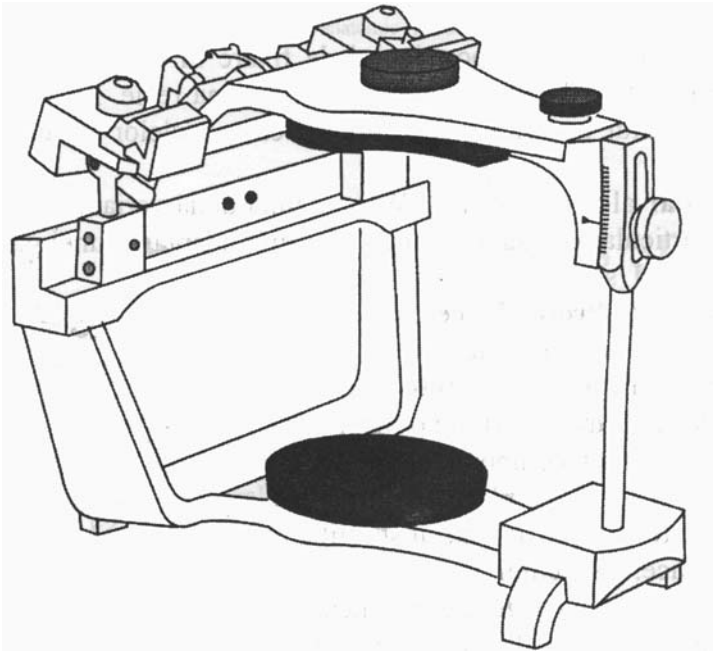


Fig. 6.16. Articulatorul total programabil Denar D5A (52).

Caracteristicile articulatorului **Denar D5A** sunt următoarele (52):

• articulator total programabil de tip arcon;

• pcrmitc prog^marea unghmlui ds înclinare a pantei tubercului articular între 0° şi 60°

faţa de planul orizontal de la Frankfurt, » unghiul Bennett poate fi reglat la valori de 0 - 30°, iar amplitudinea mişcării Bennett

între 0 şi 4 mm;

• peretele superior al boxei articulare poate fi rotit în sus şi în jos (faţă de planul orizontal de referinţâ) cu câte 30°, iar peretele posterior poate fî rotit spre înapoi tot cu 30°;

• distanţa intercondiliană poate fi reglatâ între 90 şi 150 mm;

• pereţii superior şi medial ai boxei articulare sunt conformaţi plani sau curbi, cu diferite grade de curbură, fiind livraţi în seturi şi putând fi schimbaţi, corespunzător relatiilor anatomice înregistrate;

• existâ trei tipuri de plăcuţe incizale - una reglabilă complet, una cv înclinare medie şi una de long centric - se livrează la cerere.

Montarea modelului superior în articulatorul Denar D5A se face pe baza unei înregistrări cu un arc facial compatibil, de exemplu **arcul Denar Slidematic,** produs de către firma Telcdyne Dental (Bremen), ca de altfel şi articulatorul Denar D5A (52).

Denar Slidematic (fig. 6.17) este un arc facial anatomic, uşor de utilizat, rapid, raţional şi care oferă acurateţe înregistrărilor şi transfemrilor efectuate cu ajutorul lui.

Acest arc facial este construit m planul orizontal de la Frankfurt, facilitând montarea lui pe pacient cu referinţă faţă de acest plan şi asigurând centrarea modelelor în articulator. Arcul permite măsurarea directă a distanţei intercondiliene, simplificând programarea articulatorului. Ansamblul de menţinere şi fixare în poziţie a furculiţei de amprentă poate fi foarte uşor detaşat de pe arc şi transferat pe articulator. Acest arc este compatibil cu toate articulatoarele Denar, dar posedă accesorii pentru a putea fi transferat şi pe articulatoare Hanau. SAM, Whip-Mix, Dentatus şi Panadent (52). .

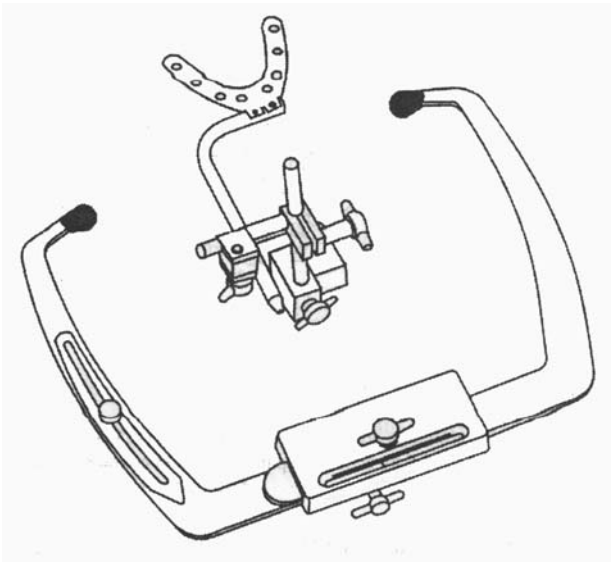


Fig. 6.17. Arcul facial Denar Slidematic (52).

Modelul mandibular se montează în **articulatorul Denar D5A m RC** sau în **PIM** faţă de modelul superior, asemănător ca şi în cazul utilizării altor simulatoare cu valori reglabile individual. După cum am mai amintit, pentru programarea individualâ exactă a articulatorului Denar D5A se recomandă înregistrarea mişcârilor mandibulare cu un pantograf, dar m lipsa acestuia pot fi utilizate şi înregistrările m ceară a poziţiilor excentrice ale mandibulei, parcurgând următoarele etape (49):

• se desface şumbul de reglare din partea inferioară a fiecărei fose şi se reglează peretele medial pentru o translaţie progresivă de 6°;

• se desface şumbul de blocare aflat pe capătul fiecărei părţi posterioare a barei încmcişate superioare a articulatorului şi se reglează ambele ghidaje condiliene la 0 grade. Apoi se slăbeşte şumbul de reglare din partea superioară a fiecărei boxe articulare, îndepărtând pe cât posibil peretele medial de condilul articulatomlui şi deschide blocajul centric.

SG aşează înregistrarea poziției de „cap la cap" în lateralitate dreaptâ pe modelulmaxilar ataşat de brațul supenor întors al articulatorului. Dinții trebuie Să 36 potnveascâ perfect m impresiunile înregistrării de ccară. Se ține brațul superior al articulatomlui m mâna stângă şi se plasâară condilul drept în boxa articularâ corespunzătoare. Modelul mandibular este astfel poziționat, încât dinții să pâtrundâ uşor dar complet în impresiunile înregistrării din ceară. menținând partea dreaptâ a articulatorului în această poziție, se creşte înclinarea pantei tuberculului articular drept prin rotarea boxei până ce peretele superior ajunge în contact cu condilul şi se strânge şumbul de reglare din partea poşterioară a barei incrucişate superioare (fig. 6.18 a).

translația laterală imediată, respectiv mişcarea Bennett de partea dreaptă se reglează mişcând peretele medial al boxei spre lateral până ce ajunge m contact cu suprafața medială a elementului condilian şi se strânge şumbul (fig. 6.18 b).

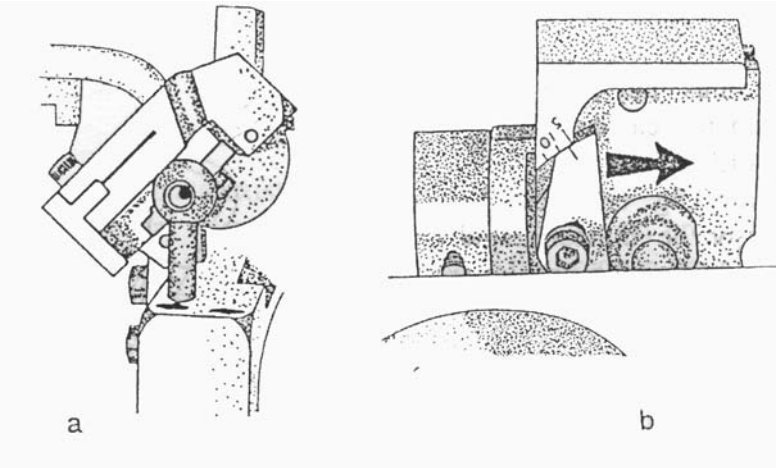


Fig. 6.18. Programarea articulatorului Denar D5A (49): a. pentru programarea unghiului de înclinare a pantei tuberculuI articiilar, peretele superior al boxei articulare se înclină până ce intră în contact cu condilul; b. mişcarea Bennett este programată prin aducerea peretelui medial al boxei articulare de partea lucrâtoare in contact cu condilul.

• urmează reglarea similară a boxei articulare contralaterale, pe baza înregistrării în ceară a poziției de „cap la cap" m lateralitate stângă. Utilizarea articulatomlui Denar D5A astfel programat va permite realizarea unei restaurâri protetice fixe functionale, în concordantă cu parametri ocluzo-articulari individuali ai pacientului (49).

6.5 Bibliografie

1. Abjean J., Korbendau J.M. - *Okklusion. Klinische Aspekte und therapeutische Richtlimen.* Quintessenz, 1979, Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio.
2. Ash M.M., Ramfjord S.P. - *Manuel d'occlusion pratique,* Ed. Masson, 1984, Paris, New York, Barcelone, Milan, Mexico, Sao Paolo.

3. Ash M.M., Ramfjord S.P. - *Funktionelle Okklusion - Eine Anleitung.* Quintessenz, 1988, Berlin, ChicagO, London, Sao Paulo, Toklo.
4. A5h M,M. - *Philosophy ofOcclusion: Past ^nd Present.* Dent. Clin. North Amer,, 1995, 39:2, pg, 233-255.
5.. Ash. M.M., Ramtjord S. - *Occlusion.* 4-th ed., W.B. Sounders Company A Division of Harcourt & Brace Company, 1995, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, pg. 275-284.
6. Axthelm Hoftmann - *Lexikon der Zahnmedbin,* Quintessenz, 1987, Berlin.
7. Bratu D., Negruțiu M. - *Simulatoarele aparatiiluidento-maxilar.* Lito U.M.F.T., 1994.
8. Burlui V, Morăraşu - *Gnatologie* ,Ed. Apollonia laşi 2000.
'9. Celenza F.V. -*An analysis ofarticulators.* Dental Clinics ofNorth America, 1979, 23, pg. 305.
10. Celenza F.V., Nasedkin J.N. - *Okklusion, der Stand einer Wissenschaft.* Quintessenz, 1979, Berlin.
11. Constantinescu M.V., Deciu E. - *Kinematics of Mandibular Motion in the Sagital Plane.* J. Gnath, 1995, 14:1, pg.1-6.
12. Dawson P.E. - *Centric Relation: its effect on occhiso-muscle harmony.* Dental Clinics ofNorth America. 1979, 23,pg.l69.
13. Dubreuil J., Trevelo A. - *Ârtlculateurs et prothese adjointe totale.* AOS 1992, 177, pg. 113—132,.
14. Dupas P.H., Dehaine F., Lefevre C., Graux F., Picart B. - *Propositions d'une nouvelle methode de programation des articulaîeurs semi-adaptables.* Inform. Dent, 1985, 67:43, pg. 4691-4701.
15. Dupas P.H. - *Diagnostic et traitement des dysfonctions cranio-inandibulaires.* Editions CdP,1992, Paris.
16. Dupas P.H. -*L'Occlusion eyi pyothese conjomte.* Editions CdP, 1993, Paris.
17. Ene L., SAVA D., CONSTANTINESCU M.V. - *Montarea modelelor m articulator. Re^larea articulatorului.* Stomatologia, 1980, XXVII, l.pg.37-50
18. Farrar W. B. - *Characteristics ofthe condylar path in internal derangements ofthe temporomandihular joint.* J. Prosth. Dent., 1978, 39, pg.319.
19. Fetzer W., Bratu D., Negruțiu M. - *Simulatoarele ADM şl principiile funcționale ale ocluziei. Baze teoretice şi utilizare practică.* Ed. Helicon, 1996, Timişoara.
20. Fowler J., Tamura K. - *Essential ofDental Technology.* Quintessence Publishing Co., **Inc.,** 1987
21. Freesmeyer W.B. - *Instrumentelle Funktionsanalyse zur Diagnostik und Therapie.* Phillip Joumal, 1998, 1-2, pg. 33-43.
22. Fuchs P. -*Kronen und Bruckenprothetik heute.* Quintessenz, 1985, Berlin.
23. Fuhr K., Reiber Th. - *Die K.ieferrelationsbestimmung.* în Deutscher Zahnărtze Kalender 1988, Carl Hanser -Munchen.
24. Gerber A. — *Okklusionslehre, Okklusionsdiagnostik und Okklusionsbehandlung im Wandelunserer Aspekte.* Schweiz. Mschr. Zahnheilk, 1970, 80, pg. 474.
25. Gerber A. - *Okklusion, Kaudynamik und Kiefergelenk m der europ âischen Forschung und Prothetik.* In:
Sch6n F., Singer F. (editori); Europaische Prothetik, Quintessenz, 1978, Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio.
26. Gerber A. - *Konzept und Lelhrmeinung uber Okklusion.* Kiefergelenk- und Kaudynarriîk-Faktoren der Ortho-und Dysfunktion. In: Durcke W., Kleint B. (editori); Kiefergelenk und Okklusion, Quintessenz, 1980, Berlin.
27. Girrbach K. - *Einige theoretische Grundlagen zur Auswahleines Artikulationssystems.* Dent. **Lab.** Sonderausdruck, 1991, 5.
28. Girrbach-Dental - *Artex das Analog-System.* Girrbach Dental GmbH, 1989, Pforzheim.
29. Graber G., Pfândler U. - *Die Quintessenz einer praxisbezogenen Kronen- und Bruckenprothetik.* Duintessenz Pockets, Berlin, 1980
30. Gross M.D., Mathews J.D. - *Occlusion m restorative dentistry. Technique and theory.* ed.Churchill Livingston, 1982, Edinburgh, London, Melbourn, New York.

31. Guichet N.F- - *The Denar system and its applioation in everyday denîisîry.* Dental Cliiiics ofNorth Ammcâ, 1979,23,pg.243.
32. Hupflhauf L. - *Festsitzender Zahnersatz.* Praxis der Zahnheiikunde 5, cu contribuţii de Behnke, Figgener, 3 Fuchs, Fuhr, Hupfauf, Koeck, Lehmann, Marxkors, Reiber, Schwickerath, Tetsch, Wagner şi Weber. ed.3, Urban & Schwarzenberg, Munchen-Wien-Baltimore, 1993, .
33. loniță S., Petre A. - *Ocluzîa Dentară.* ed. a 2-a, ed. Didactică şi Pedagogică R.A, 1997, Bucureşti.
34. Issei. P., Marxkors R. - *Zahnârztliche Technik,* 3. erweiterte Auflage, Huthig, 1973, Heidelberg,.
35. KAVO EWL - *Das Dental-Labor als Ganzes.* catalog KaVo EWL, 1996, Leutkirch
36. KAVO EWL - *Das Protar-System - Unterrichtshilfsmittel.Logik 1 und Logik 11, die Bewegungs-Simulatoren von KaVo EWL.* Sonderausdruck KaVo EWL, 1997, Leutkirch.
37. Korber K. - *Zahnârztliche Prothetik..* 4.Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1995, cap.2 pg-74-84,92-105, 117-138
38. KordaB B., Velden P. - *Der individuelle okklusale Kompafi.* Dental Labor, XLIV, 1996, 10, pg. 1595-1601.
39. Lee R.L. — *Ja\v movements engraved in solid plastic for articulator controls. Transfer apparatvs,* J Prosthet Dent, 1972, 25, pg.513-527.
40. Lundeen H.C. - *Mandibular movement recordings and articulator adjuştments ^implifi&d.* Dental clinics **of** North America, 1979, 23, pg. 231.
41. Marguelles-Bonnet **R.,** Young J.P. - *Pratique de l'analyse occhisale et de l'equiUbration,* ed. CdP, 1984, Paris.
42. Mohl N.D., Zarb G.A., Carlsson G.E., Rugh J.D. - *Lehrbnch der Okklusion.* Quintessenz, 1990, Berlin,, Chicago, London, Sao Paolo şi Tokio.
43. Piehslinger E., Eelar R., Eelar A., Jager W. - *The reproducibility of reference position,* J. Ororfacial Pain, 1993, 7,pg.68-75.
44. Ramfjord S.P. - *Voraussetzungfur eine ideale Okklusion.* Dtsch. zahnârztl. Z., 1971, 26, pg. 106.
45. Ramfjord S.P., Ash M.M. - *Occlusion.* Ed. III. Saunders, 1983, Philadelphia, London, Toronto, Mexico City, Rio de Janeiro, Sydney. . - „
46. Romînu M., Bratu D., Uram-Ţuculescu S., Muntean M., Fabricky M., Colojoară Cannen, Negruţiu Meda, Bratu Em. - *Aparatul dento-maxilar. Date de morfologie funcţionalâ clinică.* ed.Helicon, 1997, Timişoara, cap.l4,pg.645-740
47. Schulz D., Winzen 0. — *Von der Behandlungsplanung zur natur- und funktionsgerechten Rekonstruktion.* Dental Spectrum, 1997, II, 2
48. Shillingburg H.-T., Hobo S., Whitsett L.D. - *Grundiagen der Kronen- und Bruckenprothetik.* Quintessenz, 1977, Verlag, Berlin, Chicago, Rio de Janiero, Tokio.
49. Shillingburg H.-T., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E. - *Fundamentals ofFixed Prosthodontics,* 3^ ed., Quintessence Publishing Co, Inc., 1997, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sâo Paulo, Moscow, Prague, Waesaw, cap. 3, 4, 5, pg. 25 - 72.
50. Slavicek R. — *Die funktionellen Determinanten des Kauorgans,* Verlag Zahnărtzlich — Medizinisches Schrifttum, 1984, Munchen.
51. Strub J.R., Torp J.C., Witkowski S., Horzeler M.B., Kern M. - *Curriculum Prothetik.* Vol. 1.; Quintessenz, 1994, Berlin, Chicago, London, Sao Paolo, Tokio, Moscova, Praga, Varşovia.
52. Teledyne Water Pik International - *Denar"l Products Catalog,* Teledyne Dental, Bremen, 06, 1996
53. Teledyne Water Pik International - *Hănau Products Catalog,* Teledyne Dental, Bremen, 06, 1996
54. Teledyne Water Pik International - *Hanau Products Catalog,* Teledyne Dental, Bremen, 12, 1997
55. de Toledo de Caravalho 0. - *A ne\v fully adjustable articulator system and procedure,* J. Prosthet. Dent., september 1998, 80, 3, pg.376-386.
56. Winzen 0., Christiansen G. — *Elektronische Funktionsanalyse — elektronische Funktionstherapie.* Dental Labor, 1996, XLIV, 12,2033-2043.

7. RESTAURĂRI PROTETICE UNIDENTARE

Restaurarea coroanelor dentare cu un anumit grad de distrucţie se poate face atât prin **tehnici directe,** cât şi **indirecte.** Evoluţia ambelor procedee m ultimele decenii a fost marcată de o diversificare fără precedent a materialelor dentare, care a atras după sine tehnologii noi.

în timp ce producătorii le subliniazâ avantajele şl calitâţile, utilizatorii- medicii stomatologi, sperâ ca produsele pe care le vor cumpâra să fie adecvate scopului dorit şi în orice caz mai bune decât cele pe care le înlocuiesc. în acest sens trebuie găsit răspunsul la o serie de întrebâri:

- oare proprietăţile fizice ale materialelor corespund scopului propus?
- prezintă noul material avantaje faţă de cele anterioare?
- este sigură utilizarea lor? este suficient de facilă?
- preţul de cost este adecvat?

Materialele de restaurare coronară ar trebui să posede proprietăţi similare cu smalţul şi dentina, ţesuturile dentare pe care trebuie să le înlocuiască.

Actualmente nici unul dintre materialele de care dispunem nu îndeplineşte toate aceste cerinţe. în funcţie de situaţia clinică, medicul stomatolog trebuie să decidă soluţia optimă de restaurare, punând în balanţă indicaţiile, avantajele şi dezavantajele fiecăruia.

Unde este limita de demarcaţie între un procedeu direct şi unul indirect? Care sunt materialele care trebuie folosite? Acestea sunt două întrebări la care răspunsul nu vine de la sine adeseori doar după un examen clinic sumar.

Alegerea unui anumit tip de material şi design al restaurării depinde de mai mulţi factori:

1. gradul de distrucţie coronară
2. estetica
3. controlul plăcii bacteriene
4. retenţia
5.aspectul fînancîar

1. Dacă distrucţia coronarâ suferită de dintele afectat este mare, astfel încât structurilor restante trebuie sâ li se asigure rezistenţă şi protecţie, atunci se va prefera o restaurare indirectâ, metalică, ceramîcă sau mixtă, m locul obturaţiilor din amalgam sau compozit.

2. Aspectul estetic depinde de gradul de vizibilitate al dintelui ce urmează să fie restaurat. Alegerea tipului de restaurare depinde şi de spiritul critic şi pretenţiile pacientului.

3. Controlul plâcii este esenţial m alegerea tipului de restaurare coronară. Atâta timp cât pacientul nu prezintă o igienă bucală satisfacătoare, controlabilâ, nu se va indica o restaurare indirectâ.

4. în privința retenției, coroanele de înveliş metalice sunt fără îndoiala cele mai retentive. Problema retenției se pune în cazul dinților scurți, sau în cazul dinților stâlpi ai unei protczc parțiale mobilizabile.

5. Aspectul financiar trebuie luat în considerare, deoarece m situația când nu există un for (respectiv o societate de asigurân, guvemul, armata, etc) care să suporte costul şi pacientul trebuie să scoată bani din buzunar, varianta terapeutică aleasă trebuie sâ fie în deplm consens cu posibilitățile fmanciare ale acestuia.

Restaurările coronare se clasifică m două mari categorii: - intracoronare şi extracoronare

7.1. RESTAURARI INTRACORONARE

Când există o cantitate suficientă de țesuturi dure dentare restante care să asigure retenția unei restaurări ?i protecția coroanei dentare la acțiunea forțelor de masticație, se vor realiza restaurări intracoronare. în aceste circumstanțe, coroana dintelui şi restaurarea sunt dependente de rezistența structurilor restante pentru asigurarea integrității structurale.

Restaurările intracoronare pot fi :

- restaurări plastice prin tehnici directe :

- din amalgame de argint (AA)
- din cimenturi ionomere de sticlă (CIS)
- dm râşini compozite (RC)
- din compomeri (CPM)
- din ormoceri (OC)

- incrustații prin tehnici indirecte :

- metalice (aliaje nobile)
- din răşini compozite
- din ceramică şi metaloceramice

Unde se situează limita restaurârii unei leziuni coronare prin metode directe şi unde începe domeniul restaurării leziunilor odontale prin tehnici indirecte? Desigur câ trasarea unei granițe arbitrare este posibilă. Opinăm însă câ m stomatologie, ca şi m biologie, m general, limitele nu se pot plasa decât ținând cont de particularitățile fiecârui caz m parte. Există indicații clare pentru fiecare gen de restaurare directă şi/sau indirectă. Pentru un clinician cu oarecare experiență nu este greu sâ ia o decizie adecvată. Foarte mulți colegi apelează la coroane de înveliş pentru situații clinice care se pretează la rezolvări prin metode directe, deoarece astfel câştigâ mai mulți bani. Drept urmare, într-o serie de țări sfera indicațiilor restaurărilor directe a fost lărgită, la aceasta contribuind şi o diversificare mare a unor categorii de materiale restauratoare. A apărut astfel o oarecare stare de confuzie, care a cuprins mai ales practicienii mai tineri, fară o experiență clinică semnifîcativă. Cu precădere pentru ei am considerat util să actualizăm câteva date cu privire atât la indicațiile restaurărilor directe, cât şi indirecte în lumina cunoştințelor actuale. în tabelul 7.1. sunt evaluate comparativ diferitele tipuri de restaurări intracoronare.

Adeseori leziunile carioa5e situate pe feţelc proximale nu mai necesită efectuarea de preparaţii convenţionale de clasa a II-a, putând fi rezolvate de o manieră satisfacătoare mult mai conservator. După protejarea suprafeţei proximale integre a vecinului cu o matrice subţire, abordăm procesul carios dinspre vestibular sau oral cu freze mici(l/4, *Vi* sau 333) realizând o preparaţie mezio-vestibulară, disto-vcstibulară, mezio-oralâ sau disto-oralâ. Aceste cavităţi atipice se pot restaura corect cu **CIS armate** (Fuji 11 LC Improved, GC; Photac-Fil, ESPE, Vitremer Restorative Material, 3M), cu **compomeri** (Compoglass, Vivadent, Dyract, DeTrey/Dentsply, Hytac, ESPE) sau cu **ormoceri** (Defmite, Degussa, Admira, Voco). Când accesul la suprafeţele proximale este îngreunat de arii de contact întinse şi strânse, abordarea se poate face dinspre ocluzal, corespunzător zonelor crestelor marginale. Şi acest gen de preparaţii se pot restaura prin metode directe cu materiale compozite.

In trecut se preparau, pentru situaţii similare, excesiv de multe cavitaţi de clasa a II-a , la care istmul reprezintâ adeseori un loc de minimâ rezistenţă. Istmurile ocluzale cu o înălţime de 1/3-1/2 din distanţa dintre vârfurile cuspidiene, se pretează la refaceri din amalgame şi mai rar din compozite (chiar de ultimă oră) m ciuda utilizării diferitelor generaţii de adezivi amelari şi/sau dentinari tot mai sofisticaţi.

Tabelul7.1.

Comparaţie între diferitele tipuri de restaurări intracoronare

Restaurări intra	**Mărimea leziu**	**Rata longevităţi**	**Element de agrga**	**Estetica**	**Protejarea structurilo**	**Restaurare a supra**	**Restaurari vesti bular**
Cimenturi ionomere	Incipientă	*5*	nu	Adecvatâ	nu	deficitară	Clasa V
Răşini compozite	Incipient/ moderată	4	nu	Bună	nu	deficitară	Clasa V
Amalgame simple	Incipient/ moderată	10	nu	Absentă	nu	adecvată	Clasa V
Amalgame armate	Mare	3	nu	Absentă	puţin	adecvatâ	Clasa V
Inlay-uri metalice	Moderată	12	nu	Absentă	nu	adecvată	Clasa V
Inlay-uri ceramice	Moderată	3	nu	Bună	nu	adecvată	Clasa V
Onlay-uri MOD	Moderatâ - mare	3	nu	Adecvată	da	adecvată	nu

Când lâţimea istmului depăşeşte jumătatea distanţei **V-0** dintre vârfurile cuspizilor, rezistenţa dinţilor este compromisă sever. Majoritatea stomatologilor practică m această situaţie reconstituiri directe cu amalgame sau compozite, ori preferă calea cea mai invazivă: restaurâri indirecte prin **coroane de înveliş.** Dacă suprafeţele vestibulare sau orale sunt integre, cu o fizionomie acceptabilă, fârâ fisuri sau fracturi, indicaţia poate fi de **coroanâ parţială-** proteză unidentară care m ţara noastră se execută sporadic.

Numeroase studii au demonstrat că onlay-urile din aliaje nobile sunt adeseori mai rezistente decât dinţii naturali integri, iar cele polimerice şi mai ales cele ceramice, au o

rezistență asemănâtoare cu dinții integri. Onlay-urile mai au un avantaj față de coroanele de înveliș: retracția țesuturilor parodontale nu atrage neapărat după sine ablația lor aşa cum se întâmplă în cazul coroanelor de înveliş.

Există situații când suprafețele vestibulare ale dinților posteriori sunt integre şi acceptabile din punct de vedere estetic, celelalte suprafețe fiind compromise. în aceste situații se indică coroane parțiale 3/4 sau 4/5 din metal, iar m ultimul deceniu din materiale compozite sau ceramică (Concept, Empress, Targis /Vectris, etc).

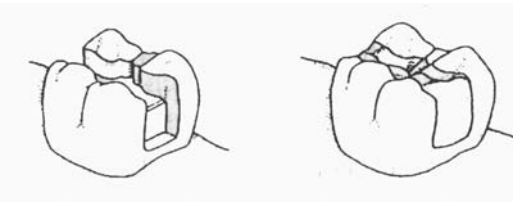
7.1.1. RESTAURĂRI DIRECTE

Etapa pe care o parcurge stomatologia chiar şi la ora actualâ este încâ una predommant restaurativă. Pentru un clinician cu experiență nu este greu de decis când o coroană este indicatâ în loc de o restaurare intra- sau intra-extracoronară. Cu toate acestea m urmă cu 30 de ani companiile de asigurări americane au tulburat situația. Multe companii au plătit relativ bine pentru restaurâri intracoronare dm amalgam, dar nu au acceptat întotdeauna hotărârea stomatologilor de a aplica restaurari extracoronare sau coroane parțiale. Mulți stomatologi au fost influențați de companiile de asigurări şi au aplicat coroane totale în situații în care restaurări mai puțin întmse ar fî fost adecvate. S-a creat o confuzie în ceea ce priveşte indicațiile restaurărilor intra-, extracoronare, coroanelor parțiale sau totale.

7.1.1.1. RESTAURĂRI DIRECTE CU AMALGAM

Amalgamul de argint este un material folosit cu succes de aproximativ 150 de ani. Popularitatea lui şi m zilele noastre este ilustrată prin faptul că se utilizează în proporție de 75 % față de alte materiale stomatologice, fiind considerat ani de-a rândul metoda de elecție în restaurarea dinților posteriori. **Anual se obturează încă cu amalgam aproximativ 100 milioane de cavități.** Actualmente amalgamul reprezintă indicația de elecție, în situațiile de igienă bucală deficitarâ, sau a posibilităților financiare limitate.

Vechile principii ale lui Black au fost înlocuite: nu se mai foloseşte principiul extensiei preventive, nu se mai realizează cavități suplimentare de retenție, etc. Chiar şi aceste preparări minimale slăbesc stmctura de rezistență a dintelui.



Restaurările cu amalgam se indicâ pe una, două sau trei suprafețe, m cavitățile mici şi medii, m special în situațiile când estetica nu este o necesitate absolută (Fig.7.1.).

Dinții care au mai mult de jumătate din coroane distruse se pot restaura cu obturații de amalgam asociate cu mijloace suplimentare de

Fig.7.1.0bturațiedeamalgaminseratâîntr-ocavitate MODpeunmolar

retenție: pinuri, crampoane parapulpare (Fig. 7.2). Amalgamele cu mijloace suplimentare de retenție se indicâ în cazul dinților cu distrucții coronare mari, în cazul dinților cu tratament endodontic, sau m situațiile când s-ar putea indica şi un **onlay MOD** sau alte restaurări extracoronare. Amalgamul poate înlocui chiar un cuspid distms, putând asigura rezistența structurilor restante. Uneori se recomandă ca dintele reconstituit cu amalgam şi cu pinuri sâ fie acopent cu o coroană de învehs.

Dintre **avantajele** restaurârilor coronare cu amalgam se pot enumera: eficiența clinică pe termen lung, uşunnța manipulării şi a tehnicii restauratorii, prețul dc cost redus.

Dezavantajul major este cfbctul fîzionomic nul şi slăbirea rezistenței țesutunlor dentare, putând duce uneori chiar la fracturarea peretilor. Un alt dezavantai este reprezentat de amaigam armata cu crampoanc parapulare, care reface un cuspid distrus faptul că nu se face economie de țesutun dentare ca şi m preparârile pentru obturații adezive. Amalgamul nu are propnctăți canostatiee, corodează, se colorează şi are un potențial adeziv limitat. Amalgamul mi aderă dc structurilc dentare (cu excepția amalgamelor adezive). Apariția unor **RDC** modeme (4META) a facut posibilă legarea acestora atât de dentină, cât şi de amalgam, dacă amalgamul este condensat la nivelul preparârii înainte ca răşina să se evapore. Conform producătorului (Parkell, Farmmgton) **Amalgambond-ul** formează o legătură mecanică prin penetrarea m canaliculii dentinari şi în acelaşi timp formează un strat hibrid cu colagenul dentinar.

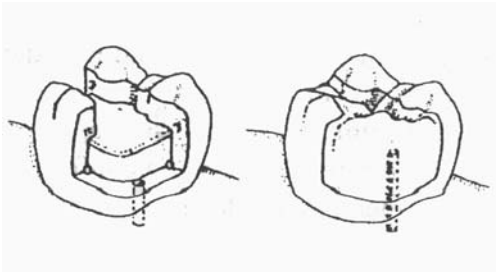


Fig. 7.2. Obturație de amalgam armată cu crampoane parapulpare

în ceea ce priveşte riscul pe care îl prezintă obturațiile de amalgam pentru sănătate, sunt publicate o serie de **studii controversate.** Rata eliberării Hg este crescută m momentul condensării amalgamului şi m special m momentul îndepărtării obturațiilor din amalgam. **In Germania de exemplu este interzisă îndepărtarea obturațiilor de amalgam la temeile gravide.**

Medicii stomatologi reprezintâ o grupă profesională la care nivelul concentrației de mercur în sânge este mai crescut, deci există un risc profesional. Astăzi, m condițiile unor contradicții privind toxicitatea amalgamului, medicii stomatologi pot oferi pacienților diferite altemative pentru restaurarea dinților posteriori.

Stomatologia viitorului egte cu siguranță una fârâ metale, decada următoare fîmd de tranziție spre aşa-numita „ **societate fără amalgam".** Rămâne de vâzut.

7.1.1.2. RESTAURĂRI DIRECTE CU CIMENTURI IONOMERE DE STICLA

Inventate m 1969 de Wilson şi Kent, cimenturile ionomere de sticlă au o compoziție complexă şi variată, fiind defmite ca cimenturi a câror **mecanism de întărire presupune o reacție acid-bază,** produsul de reacție fiind o sare sub formă de hidrogel. lonomerele de sticlă se clasificăîn trei categorii:

- **tipul 1** - pentru cimentare
- **tipul II -** materiale de restaurare fizionomică
  - materiale restauratoare + Ag (cermet-uri)

- tipul III — materiale pentru obturații de bază

- materiale pentru sigilarea șanțurilor și fosetelor

Tipul 11 de **CIS** se indică în cazul leziunilor mici, când necesitatea de a asigura extcnsia și retenția este minimă (în special cavitățile de clasa a V-a). Leziunile incipiente ale zonei proximale pot fi restaurate cu ajutorul **CIS,** realizându-se așa numitele **preparări tunelizate,** care lasă intactă creasta marginală.

CIS sunt materiale de elecție în tratamentul cariilor radiculare, la pacienții cu parodontopatii și milolize. Având m vedere economia de țesuturi dure, utilizarea lor se preferă în anumite situații m locul obturațiilor de amalgam. Un alt avantaj este că sunt ușor de aplicat, și **eliberează fluor,** prevenind astfel apariția leziunilor de carie secundară.

In ultimii ani a existat o confuzie considerabilâ cu privire la terminologia **CIS.**

Termenul strict de **cimenturi ionomere de sticlă** ar trebui utilizat doar pentru materialele a căror întărire implică o reacție acid -bază (acidul fiind un polimer solubil m apă, iar baza o sticlă specială).

Cimenturile ionomere de sticlă care au incluse răşini pentru a le face parțial fotopolimerizabile este recomandabil să se denumească **„cimenturi ionomere de sticlă modificate cu răşini" (CIMR).** Acestea sunt derivate din **CIS,** prin înglobarea în catena acidului poliacrilic a unor grupâri conținând duble legături (de exemplu grupâri metacrilice). Dintre **CIMR** utilizate în reconstituirile coronare amintim: Fuji II LC Improved (GC), Photac Fil (Espe), Vitremer Tri-Cure (3M). Această clasă de materiale reprezintă mai bine conceptul de hibrid decât compomerii.

0 altă categorie de materiale, dm gmpa cărora fac parte: Dyract (Dentsply), Compoglass (Ivoclar), Hytac (Espe), sunt **răşini modifîcate ce conțin grupări funcționale acide şi sticle bazice.** Producătorii le-au atribuit denumirea de **compomeri.** Acestea sunt materiale hibride între **RDC** şi **CIS,** din punct de vedere chimic fiind răşini compozite modificate cu poliacizi (polyacid modified resin composites). **Compomerii** au devenit mai populari față de **CIMR,** fiind mai uşor de manipulat.

Atât **compomerii,** cât şi **CIMR** prezintă calități superioare cimenturilor ionomere convenționale, ceea ce le include în categoria materialelor moderne de reconstituire coronară .

7.1.1.3. RESTAURĂRI DIRECTE CU RĂŞINI COMPOZITE

Apârute încă din 1962, în urma cercetârilor efectuate de Bowen, RDC sunt materiale bazate pe diacrilați aromatici ce conțin umpluturi anorganice, legătura dintre faza organică şi anorganică fiind asigurată de un agent de cuplare.

Răşinile compozite sunt indicate în cazul leziunilor carioase mici şi medii m zonele care reclamă o estetică deosebită.

Tehnicile de reconstituire coronarâ cu ajutorul **RDC** se clasifică în: **directe, semidirecte, indirecte.**

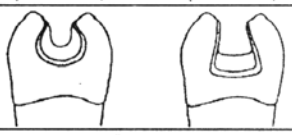
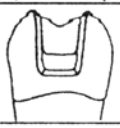
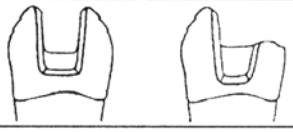
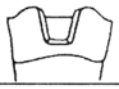
A) **Tehnicile directe** de reconstituire coronară cu ajutorul **RDC** sunt indicate într-im număr limitat de cavități (tip 1,11 şi III) tabelul 7.2.

Tehnica într-un singur strat este utilizatâ doar în cazul sigilării șanțurilor şi fosetelor (tipul I).

Pentru cavităţi mici de clasa 1 şi a II -a (segment lateral tip II), se vor aplica succesiv **straturi orizontale.** Se începe de la baza cavităţii spre suprafaţă, polimerizând succesiv straturi ale căror grosime nu trebuie să depâsească 1,5 mm. Obturarea cavităţilor de clasa a II-a impune utilizarea unei matrici . Deşi matricea şi icul transparent asigură transmiterea fasciculului luminos m profunzime, există situaţii (cavitâţile proximale înguste, suprafeţe ocluzale aplatizate şi coroane clinice scurte) când aceste matrici din celuloid nu pot asigura conformarea unei arii de contact optime. Atunci se pot utiliza chiar matrici metalice, fotopolimerizarea m zona proximală fiind completată după scoaterea lor (utilizarea matricelor metalice nu este totuşi de dorit).

Tabelul 7,2.

Forma preparării cavitaţii pentru restaurările adezive în funcţie de tipul leziunii

Tipul leziunii	Forma preparării
Tip I	
Tip II	
Tip III	
Tip IV	
Tip V	
Tip VI	
Tip VII	
Tip VIII	

Tehnica aplicării de straturi oblice se indică m cazul cavităţilor ocluzale largi. Această tehnică are drept scop limitarea dezvoltării forţelor de contracţie în cursul polimerizării, forţe ce pot aduce prejudicii obturaţiei sau pot determina apariţia fisurilor cuspidiene.

Tehnica fotopolimerizării tridirecţionate este indicată în cavităţiile medii de clasa a II-a şi are drept scop îmbunătăţirea etanşeităţii marginale. Se va aplica mai întâi un strat de obturaţie de bază din **CIS,** pentru a reduce volumul de compozit. Se aplică matricea şi icul transparent, iar fotopolimerizarea se face m straturi din trei direcţii diferite pentru a compensa

contracția de polimerizare. Astfel vectoni datorați contracției de polimerizare vor fi orientați spre interfața de adeziune.

B) Inserturile din Beta cuarț

Utilizarea unor **„msert-uri" din ceramică** (megablocuri de beta-cuarț) reprezintâ o optimizare a tehnicii directe. Insert-urile prefabricate, disponibile în mai multe mănmi, au rolul de a dizloca o cantitate mare de compozit. Astfel se reduce volumul de RDC necesară, iar contracția de polirnenzare scade. Pe lângă îmbunâtățirea adaptărn margmale, se constată şi 0 îmbunâtățire a rezistenței la uzurâ.

Dintre sistemele de insert-uri disponibile la ora actuală amintim: **Beta-cuarț** (LeePharmaceuticals), **Cerafîl** (Brasseler), **Cerana** (Nordiska), **Sonicsys** (Ivoclar). Existâ mai multe mărimi de inserturi (între 3-5 mărimi), fiecare corespunzând unei freze calibrate (Fig.7.3.). Sunt comercializate şi insert-uri pentru cavități de clasa a II-a care au avantajul refacerii m condiții optime a punctului de contact.

Sistemul de inlay-uri Cerana este reprezentat de inlay-uri ceramice prefabricate ce au rolul de a înlocui smalțul. Ele sunt confecționate din vitro-ceramică translucidă, având armătura leucitică, dar fară nici un adaos de colorant. Materialul prezintă o rezistență la uzură crescută. Densitatea şi aranjamentul cristalelor de leucit previne extensia fracturilor, Fig.7.3. Insertun ceramice şi frezele calibrate corespondent (sistemul Cerana)iar suprafața este uşor de fimsat şi lustmit.

Indicații:

Principala indicație este reprezentată de restaurarea cavităților de clasa I, cu un singur „inlay", sau dacă este mai mare, cu 2-3 „inlay-uri" prefabricate, utilizând tehnica overlap. Alte indicații sunt reprezentate de :

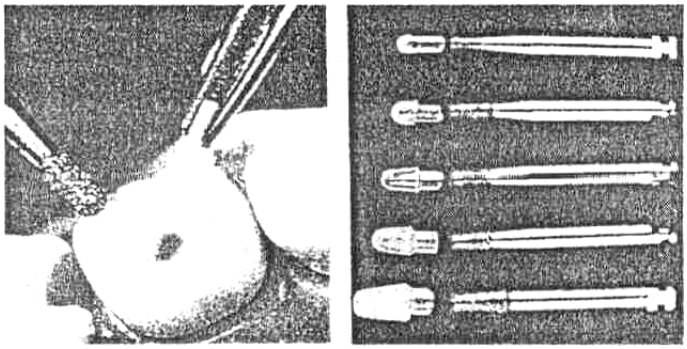


Fig. 7.5. Inserturi ceramiceşi freze calibrate corespunzător

-cavitățile de clasa a II-a (proces carios inițial, sau înlocuirea unor obturații vechi de amalgam);
-reconstituiri coronare după tratamente endodontice;
-acoperirea şumburilor de fixare a suprastructurilor implantare;
-reoptimizarea inlay-urilor ceramice;
-preparări tunelizate.

Avantaje:

- economie de țesuturi dure dentare;
- restaurarea se finalizează într-o singură şedință;
- prețul de cost este rezonabil.

Timpii operatori pentm sistemul Cerana (Nordiska Dental) sunt următorii:

- prepararea cavității conform principiilor adezive;
- izolarea câmpului operator cu digă;
- alegerea uneia din cele trei mărimi de freze calibrate şi conformarea cavității;
- aplicarea sistemului adeziv (gravare acidă totală, primer, bonding), urmată de aplicarea unui strat de compozit fluid, care se va conforma prin fotopolimerizare utilizând insertul polimeric transparent corespunzător mărimii frezei calibrate şi insert-ului ceramic (mic, mediu, mare Fig.7.4). Compozitul are rolul de a căptuşi zonele retentive;

• alegerea insertului ceramic din trusă, aplicarea bonding-ului la nivelul cavității, urmată de cimentarea propriu-zisă a insert-ului ceramic tot cu acelaşi compozit (de preferință cu microumpluturi). Inserul ceramic prefabricat, care este ambalat fkcare separat, fiind deja gravat şi silanizat, se manevrează doar cu ajutorul pensei prezente m tmsă . Se presează m cavitate, se îndepărtează excesul de compozit şi apoi se fotopolimerizează din trei direcții;

• după polimerizare se îndepărtează cu ajutorul instmmentelor diamantate prezente în tmsă, segmentele în exces, se prelucrează suprafața ocluzâlă, se adaptcază ocluzal, după care se lustruieşte şi se fotopolimerizează. Aspectul estetic final este bun, mai ales dacâ dintele nu prezintă modificări cromatice majore, deoarece insert-urile se livrează într-o singură culoare.

Spre deosebire de Cerana, sistemul Beta Quartz nu dispune de freze calibrate, inserturile având un design specific pentru cavitâțile de clasa I, a-II-a şi a-III-a (fig. 7.4). Am început să utilizăm sistemul Beta Quartz m anul 1995, rezultatele noastre fiind communicate şi publicate (141).

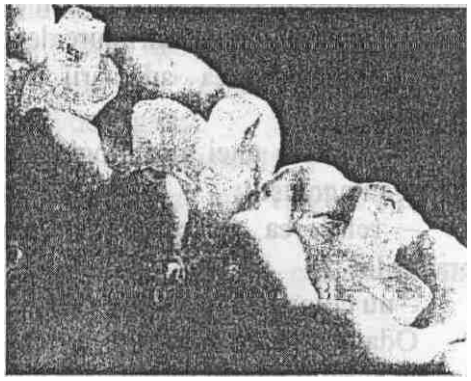


Fig.7.4.Verificarea inserturilor (Beta Quartz) înainte de aplicarea compozitiilui

7.1.2. RESTAURAM INDIRECTE

Restaurârile indirecte se realizează în laborator în urma amprentării câmpului protetic şi a realizării modelului de lucru. Dacă ideea lui Pfaff (introducerea amprentei în practică) a dus la naşterea proteticii tradiționale şi la apariția unei noi profesii - cea de tehnician dentar, care s-a desprins din dentistică -amprenta optoelectronică propusă mai recent de Fran^ois Duret a marcat naşterea stomatologiei viitorului şi începutul sfârşitului laboratomlui de tehnică dentară, posibil a profesiei de tehnician dentar.

7.1.2.1. INCRUSTAȚII DIN ALIAJE NOBILE

Incmstațiile sunt proteze unidentare care se folosesc m tratamentul leziunilor coronare pentru restaurarea morfologiei şi funcției afectate de procese carioase şi/sau fracturi. Ele reprezintă o altemativă la obturațiile plastice, dar au şi unele indicații protetice.

Incrustațiile metalice se realizează din aliaje nobile şi titan. Aurul fiind moale şi ductil, poate fi tumat cu multă precizie şi prin bmnisarea după cimentare se poate obține o adaptare marginală optimă. Supuse testelor de rezistență, aliajele de aur evidentiază o elasticitate considerabilă. Dacâ solicitarea aplicatâ depâşeşte limita elastică, la nivelul aliajului poate

apărea o deformare permanentă, dar restaurarea nu se fracturează,

Titanul este un metal „exotic" dm care m ultimii ani se confecţionează şi incmstaţii ffllllt mai ieftine ca cele din aliaje nobile (vezi cap.20).

Avantajele incrustatiilor din aliajc nobilc comparativ cu obturaţiile dln amalgam sunt;

- economia de ţesuturi dure dentare la nivelul istmului, datorită rigidităţii metalului;
- îmbunătăţirea adaptării marginale, prin brunisarea efectuată dupâ cimentarea incmstaţiei;
- refacerea unei morfologii ocluzale funcţionale optime, prin modelarea extrabucalâ, în raport cu antagoniştii;
- refacerea perfectâ a zonelor de contact interdentar, a crestelor marginale şi a ambrazurilor
- nu colorează ţesuturile dentare.

Odatâ cu dezvoltarea tehnicii cerii pierdute la începutul secolului XX s-a lărgit şi utilizarea aurului pentru restaurarea dinţilor posteriori. Aliajele nobile din care se confecţionează incmstaţiile conţin de obicei aur, cupm şi argint, duritatea lor variind în funcţie de topografia cavităţii.

Recent a fost introdus în practica stomatologică un nou grup de aliaje, denumite **aliaje de aur cu temperatură joasâ de topire.** Acestea conţin un procent relativ scăzut de aur, dar crescut de paladiu. Procentajul de aur conţinut variază de la 40-60 %, iar paladiul atinge 9 %. 0 serie de studii clinice au evidenţiat că performanţele lor clinice sunt similare cu cele ale aliajelor cu conţinut mai mare de aur (tip III).

Dezavantajul acestora constă m sensibilitatea tehnologicâ privind tumarea şi prelucrarea. 0 încălzire prelungită duce la apariţia unor modificări cromatice, dar nu s-au semnalat diferenţe m ceea ce priveşte precizia tumăturilor, sau deficienţe m ceea ce priveşte turnarea şi prelucrarea acestor aliaje. Datorită paladiului, acestea prezintâ o duritate mai mare, ceea ce nu trebuie neglijat la incmstaţiile de clasa a-II-a.

Clasificarea incrustaţiilor

Se face o distincţie între diferitele tipuri de incmstaţii, deşi m cursul restaurărilor complexe demarcarea nu mai este atât de netă :

a) inlay sau incmstaţie intracoronarâ
b) onlay sau incmstaţie extracoronară
c) inlay-onlay
d) pinlay (inlay cu crampoane)

a) Inlay sau incrustaţia intracoronară

La acest tip de restaurare intracoronară retenţia se realizează prin încastrarea mtr-o cavitate preparată astfel încât ea să fie autoretentivă. Cimentul perfectează coaptarea dintre suprafeţele cavităţii şi a incmstaţiei, îmbunătăţind astfel retenţia, dar mai ales împiedicând percolarea fluidelor.

b) Onlay sau incrustaţie extratisulară

în situaţia când restaurarea trebuie să asigure protecţia ţesuturilor restante, prin **acoperirea suprafeţei ocluzale,** se realizează aşa numita incmstaţie extratisulară sau **onlay.** Cea mai frecventă indicaţie o constituie leziunile mezio- ocluzo-distale, dar nu doar acestea.

c) Inlay-onlay

Este o restaurare în care se combină m proportii diferite trâsături ale celor două tipuri de incmstaţii.

d) Pinlay-urile

Sunt incrustații cu crampoane, utilizate ca elemente suplimentare de retenție .

Indicațiile incrustațiilor

- Restaurarea morfologiei şi funcției dinților care au suferit leziuni coronare prin carie sau fracturi. Virtual incmstațiile pot fi folosite m toate tipurile de cavități simple sau compuse. De obicei se indică în situațnle când distrucția coronară este mai mare şi pe lângâ restaurarea contururilor coronare pierdute se impune şi protejarea țesuturilor restante. In aceste cazuri incrustația îşi demonstrează superioritatea față de amalgamul de argint;
- Leziuni coronare reduse, la dinți laterali, pentru a evita bimetalismul;
- Leziuni carioase multiple pe aceeaşi hemiarcadă, când pe baza unei singure amprent^ se realizează toate incrustațhle;
- Tratamentul disfuncțiilor mandibulare prin refacerea morfologiei coronare conform principiilor ocluziei funcționale;
- Şine fixe de imobilizare în parodontitele marginale;
- Elemente de âgregare m edentații reduse, mai alcs frontale; In edentațiile laterale pentru agregarea unor proteze fixe, la tineri ca suport pentru menținătoare de spațiu pânâ la protezarea defmitivă;
- în edentațiile parțiale întinse, restaurate cu proteze mobilizabile scheletate, pentru îmbunătâțirea condițiilor de sprijin şi stabilitate.

a) Indicațiile **inlay-urilor** ca variante „nobile" la obturații sunt similare cu cele ale obturațiilor: cavități de clasa întâi; cavități de clasa a II-a de mărime medie, dacă creasta marginală şi suprafața opusă sunt intacte; cavități de clasa a V-a.

b)0nlay-urile se indică m următoarele situațh:

- leziuni coronare întinse, cu cuspizi vestibulari şi/sau orali intacți;
- molari tratați endodontic, care au pereții vestibulari şi orali sănâtoşi, iar țesuturilc restante trebuie protejate;
- când istmul reprezintâ jumătate sau mai mult din dimensiunea coronară vestibulo-oralâ.

c) **Pinlay-urile** se indicâ în cavitațile de clasa a V-a şi a II-a, când pereții acestora nu oferă suficientâ retenție prin fricțiune sau când incrustația trebuie sâ acopere o suprafață mare.

Contraindicațiile incrustațiilor

- Pacienți cu indice de intensitate a cariei crescut;
- Igienă deficitară;
- Leziuni coronare extinse (când se indică metoda substituției coronare);
- La tineri, când există riscul deschiderii camerei pulpare;
- Element de agregare în edentații intercalate, extinse, cu excepția situațiilor menționate la indicații.

Etapele clinico-tehnice de realizare a incrustațiilor metalice sunt urmâtoarele:

- prepararea cavității pentru incrustație, cu particularitâți specifice pentru fiecare tip de cavitate (fig. 7.5.); (vezi detalii m capitolul 12.)
- amprentarea, prin tehnica de spălare cu siliconi cu reacție de adiție, sau cu gume polieterice în linguri individuale;
- tumarea modelului, realizarea machetei şi tumarea incmstației;
- prelucrarea şi lustruirea;
- adaptarea şi cimentarea incrustației, urmată de bmnisare, pentm perfectarea adaptării marginale (la incmstațiile din aliaje nobile).

Reconstituirile cu ajutorul incrustațiilor presupun o deosebită acuratețe în toate fazele clinice şi tehnice. Orice eroare, de la prepararea cavității şi până la cimentare poate să compromită actul terapeutic. Incrustațiile nu tolerează aproximațiile. Rezultatele deficiențelor sunt mai evidente decât la obturațiile plastice. De aceea se spune că decât o incmstație proastă mai bine o obturație bună.

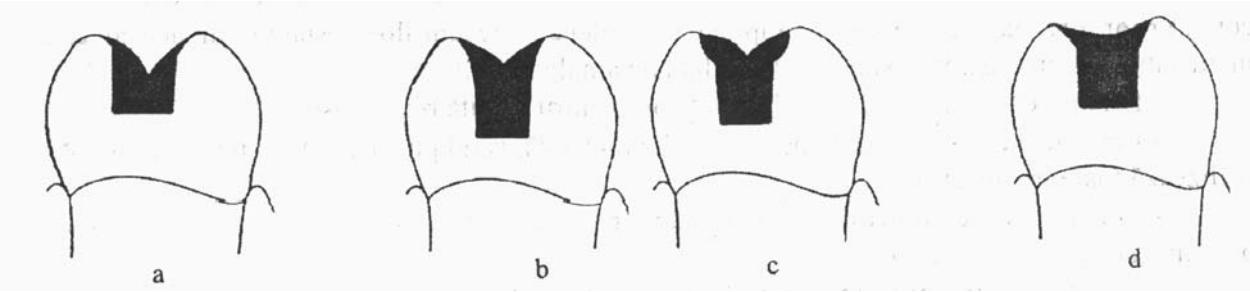


Fig.7.5. Diferite modalități de contururi marginale în cazul preparărilor pentru incrustații metalice. (a) în cazul cavităților aplatizate, divergsnța pereților este micâ(eca. 10°), iar bizoul marginal este de aproximativ 20° față de axa *de* insertie a incrustației; (b) la cavitațile mai profunde. ireimea ocluzalâ se va prepara mai divergenl. iar marglnal nu s« va maj bizota, (c) o forma spedala, care permitc o grosimc marginalâ mai mare a metalului, dar în acelaşi timp o delimitare marginalâ extrem de precisâ este preparația în semisfera; (d) în cazul cuspizilor aplatizați (uzuri ocluzale) bizotarea va fi mai lungâ, iar unghiul bizoului față de axa de inseriție a incrustației este de 40 °.

La pacienții cu indice de placă scăzut, incmstațiile din aliaje nobile pot avea o longevitate de chiar 25-40 de ani. Succesul pe termen lung se datorează următorilor factori: rezistența la coroziune, uşurința de manipulare, caracteristici mecanice şi fizice excelente. Dezavantajul major este reprezentat de culoare, preț de cost crescut şi sensibilitatea tehnică (atât m clinică cât şi m laborator).

Incrustațiile din aliaje nobile sunt cele mai longevive, fiind soluția optimă de reconstituire coronară în caz de distmcții subgingivale, atunci când imperativele estetice nu sunt primordiale.

7.1.2.2. INCRUSTAȚII DIN RĂŞINI COMPOZITE

Gâsirea unui material estetic de reconstituire coronară pentru dinții laterali care să prezinte caracteristici acceptabile m ceea ce priveşte adaptarea marginală şi rezistența la uzură întâmpină o serie de obstacole, cu toate că apar mereu noi produse pe piața stomatologică.

In 1997, aproximativ 90 % din medicii stomatologi din SUA utilizau tehnica directă de aplicare a compozitelor. Dar aceasta prezintâ o serie de deficiențe: uzură excesivă, contracție de polimerizare, microinfiltrații marginale, sensibilitate postoperatorie şi contacte proximale deficitare.

Realizarea de **incrustații din compozit** a dus la contracararea unora din aceste inconveniente, tehnica inlay-onlay adeziv reprezentând o optimizare a modului de utilizare a materialului compozit în zona laterală a arcadelor dentare.

Față de tehnicile directe, cele indirecte, respectiv semidirecte prezintă următoarele **avantaje:**

- adaptare marginală îmbunătățită;
- realizarea m condiții optime a ariei de contact;
- realizarea unei suprafețe ocluzale funcționale;
- posibilitatea unei prelucrări şi lustruiri optime.

Dezavantajele sunt reprezentate de timpul de lucru mai lung, necesitatea unor materiale şi echipamente mai scumpe faţă de tehnicile directe. Ca atare şi preţul de cost este mai mare.

Cavităţile mari de clasa 1 şi a II-a (coloana dreaptă tip IV şi V- tabelul 7.2.) nu pot fi restaurate printr-o tehnică directă. Dezvoltarea recentă a tehnicilor semidirecte permite restaurarea cavităţilor mari de clasa 1 $i a II-a fie prin metoda mlay-urilor realizate intraoral (intra-oral sistem), fie prin tehnica **CAD-CÂM** (vezi cap. 21).

Primele sisteme de inlay-uri compozite (Dentacolor, Isosit, Visio-Gem) şi-au manifestat deficienţele: apariţia dehiscenţelor marginale (cu consecinţe estetice şi biologice), rezistenţă redusă la uzură şi deformabilitate în momentul solicitărilor. 1—^

Sistemele actuale de inlay-uri din compozit (tabel 7.3.) prezintă două calităţi majore:

- Utilizarea sistemelor adezive de generaţia IV, V cu performanţe superioare m ceea ce priveşte adeziunea (prin crearea stratului hibrid);
- ameliorarea caracteristicilor compozitelor actuale prin:
  - îmbunătăţirea structurii şi compoziţiei **RDC** (structura microhibridă cu 70 % încărcătură de dimensiuni submicronice, m special sticla, 30 % matrice organică, ceea ce permite creşterea rezistenţeiy rigidităţii şi rezistenţei la flexiune);
  - perfectarea modului de polimerizare (fotopolimerizare urmată de postpolimerizare termică) sau dublă polimerizare în atmosferă de vid şi presiune de azot;
  - încorporări de fibre de sticlâ, carbon, aramide-Kevlar, sau polietilenă, ce permit creşterea rezistenţei mecanice şi asigurarea biocompatibilităţii. **Indicaţiile** inlay-urilor din **RDC** sunt:
- cavitatea să prezinte un istm mai mic decât o treime din distanţa **V-0** intercuspidiană,
- să existe obturaţii din compozit mai vechi, care trebuie înlocuite datorită faptului că s-au uzat sau prezintă carii secundare, etc.
- necesitatea înlocuirii vechilor obturaţii de amalgam din considerenţe estetice.

Etapele clinico-tehnice de realizare a incrustaţiilor din compozit

Prepararea cavităţii pentru inlay-urile de compozit se face fie îndepărtând vechea obturaţie de amalgam, exerând dentina ramolită şi creând o nouă cavitate, fie abordând o cavitate carioasă la nivelul unui dinte posterior nepreparat. Caracteristicile preparării cavităţii pentm inlay-urile din compozit sunt detaliate în capitolul 12.

Âplicarea obturaţiei de bazâ

în cazul cavităţilor profunde este necesară aplicarea unui liner sau a unui material de obturaţie de bază care să asigure protecţia pulpară.

Urmează etapa fînisârii preparârii, utilizând instmmente diamantate conice, având aceeaşi formă, dar cu granulaţie mică.Se va îndepărta tot materialul de obturaţie de bazâ de la nivelut marginilor cavităţii şi **toate unghiurile se vor rotunji.**

Tot în prima etapă clinică este necesară realizarea unor obturaţii provizorii din răşini fotopolimerizabile (de ex. Clip-Vocq), care vor asigura protecţia dintelui şi un minim de funcţionalitate şi estetică. în acest scop se pot utiliza produsele: Triad (Dentsply), Snap (Roeko), Trim (DenMat), care se fixează cu un ciment provizoriu fară eugenol (de exemplu Provicol).

Amprentarea se face cu polieteri sau siliconi cu reacţie de adiţie. Modelul se va turna din gips extradur. Fiecare bont va fi secţionat cu un disc diamantat foarte subţire pentru a diminua riscul deteriorării la nivel proximal.

Etapele de laborator constau în: tumarea modelului, modelarea şi fotopolimenzarea inlay—ului, urmate de prelucrare şi lustruire.

Tabelul7.3.
Diferite sisteme de inlay-uri din compozit

Denumirea comerciala a sistemului	Tipul sistemului	Metoda de polimerizare	Fabricantul
Brilliant DI	Direct-indirect	Lumină/caldură	Coltene-Whaledent
Clearfil CR Inlay	Indirect	Luminâ/caldurâ	Curaray
Concept	Indirect	Luminâ/caldură	Vivadent
Conquest	Indirect	Lumină	Jeneric/Pentron
Dentacolor	Indirect	Lumină	Kulzer
EOS	Indirect	Lumină	Vivadent
, Tme Vitality	Direct-indirect	Lumină/caldurâ	Den-Mat Corp
Visio-Gem	Indirect	Lumină/vacuum	ESPE

Tehnologia de elaborare depinde de sistemul specifîc utilizat. Există două tehnici diferite: o tehnică combinată directă-indirectă şi tehnica indirectă.

Dintre **sistemele indirecte,** majoritatea compozite hibride fotopolimerizabile cu microparticule, fac parte următoarele produse: Herculite XRV lab (Kerr), Brilliant Indirect Inlay System (Coltene), Tetric Lab Inlay (Vivadent), Signum (PIeraeus Kulzer). In ultima perioadă (după 1995) au început să fie utilizate şi **polisticlele** (Artglass -Kulzer, Columbus-Cendres Metaux) respectiv **ceromerii** (Targis-Ivoclar). Gama cromatică este foarte diversă, ceea ce permite realizarea de reconstituiri coronare deosebit de estetice. Polimerizarea inlay-urilor se realizează m cuptorul de fotopolimerizare, timpul fiind indicat de producător, m majoritatea cazurilor efectuându-se postpolimerizarea termică prin fierbere timp de cinci minute în apă. în fîgura 7.6. este ilustrată tehnica de aplicare stratificată şi fotopolimerizarea compozitului Herculite XRV (lab Kerr).

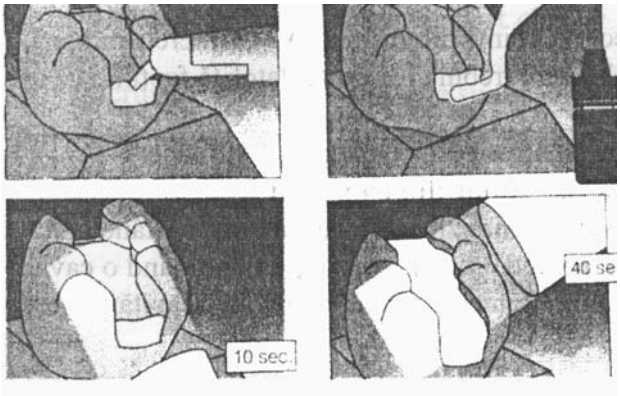


Fig. 7.6. Realizarea inlay-urilor din compozit prin tehnica indirectă

Spre deosebire de realizarea unui inlay ceramic prin tehnica de depunere strat cu strat, m cazul inlay-ului din compozit nu este necesarâ tumarea unui model duplicat dm masâ refractară, eliminând astfel o sursă importantâ de apariţie a inexactităţilor.

După trasarea limitelor preparaţiei cu un creion cerat, fixat cu spray adeziv foarte fin, se începe aplicarea straturilor de material compozit. în prealabil vecinii şi antagoniştii trebuie izolaţi cu o peliculă fină de Separating Fluid (Ivoclar), care va fî foarte bine uscat cu spray-ul de aer. Depunerea straturilor de compozit (fig. 7.7.) începe cu mascarea estetică a planşeului pulpar, putând exista două situaţii:

- dacă fundul cavității relevă o colorație saturată exagerat este indicat să se utilizeze un strat de pastă opacă cu rol de reductor de luminozitate, care va atcnua influența coloraților subiacente, fârâ sâ opacifieze exagerat incrustația.

- dacâ planşeul preparației nu prezintă nici o colorație prea intensâ, se va aplica o peliculă periferică de transparent, pentm a exploata la maximum fenomenul de difiiziune a culorii spațiului periodontal prin intermediul rădâcinii şi proiectarea acesteia la nivel coronar. Rolul acestei pelicule de transparent este de a face să circule lumina şi nu de a o capta, favorizând estetica finală.

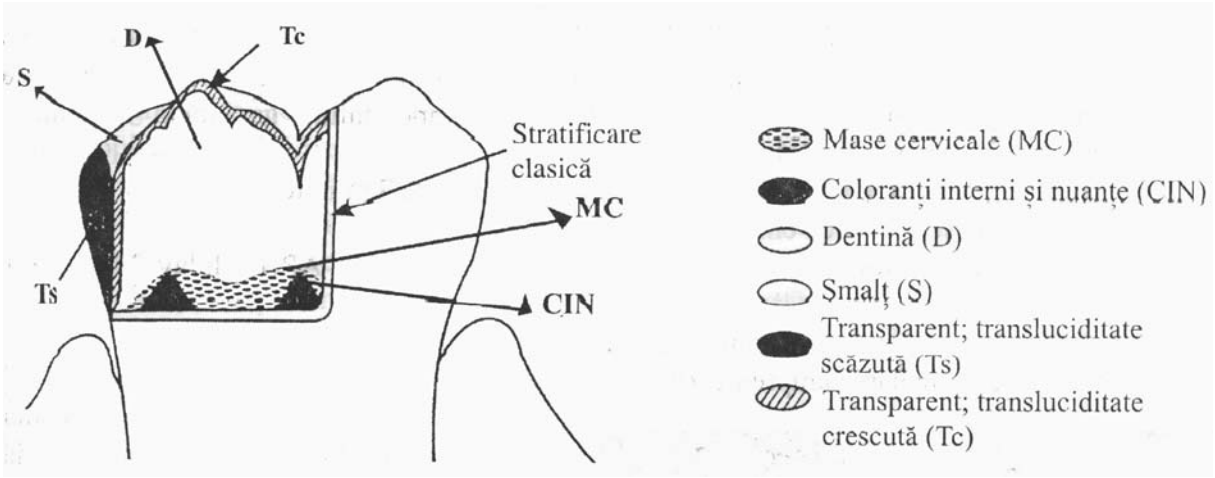


Fig. 7.7. Depunerea straturilor succesive de compozit

Urmează apoi depunerea pastelor de bază, cu nuanțe mai intense, care trebuie bine localizate spre centrul inlay-ului, pentru a evita o colorare generalâ prea închisă a acestuia. Apoi se depun straturile de pastă cervicală, cu opacitate crescută, de care depinde saturația generală a incmstației. Cu pasta de dentină se va modela inlay-ul până aproape de forma şi dimensiunile finale, verificând permanent raporturile proximale şi ocluzale în articulator. Straturile de dentinâ se depun astfel încât să râmână spațiu sufîcient pentru aplicarea pastelor translucide şi de smalț.

Fiecare strat de pastă nu trebuie să depăşească o grosime de Imm şi trebuie polimerizat timp de 3 minute într-un cuptor de foto-termo-polimerizare. După fiecare polimerizare, rămâne la suprafață un film dispersat, la nivelul căruia datoritâ expunerii în atmosferă de oxigen este inhibată polimerizarea. Acesta este esențial pentru crearea unei legături chimice cu stratul următor. A;i.u,i!

După polimerizarea straturilor de dentină, acestea trebuie acoperite cu două straturi de transparent. 0 peliculă de transparent cu transluciditate crescută se aplică peste toată suprafața de dentină pentru sublinierea formei acesteia, iar a doua peliculă de transparent cu transluciditate scăzută se va aplica la nivel interproximal, pentru definitivarea ariilor de contact cu dinții vecini. Grație acestui material, lumina va traversa zonele interproximale, nuanțele dinților adiacenți fiind captate prin mimetism, facilitând integrarea piesei protetice m totalitatea arcadei.

A

In final se aplică un strat de pastă de smalț, opalescentă, capabil să transmită o fluorescență naturală, fiind responsabil de buna difuziune a luminii m această zonă.

Eventualele individualizări (pete de decalcifiere, marmorații), pot fi realizate cu pastele speciale de individualizare.

Pe lângă tehnica indirectă inlay-urile din compozit se pot realiza şi prin tehnica **semidirectă,** respectiv **intra sau extraorală.**

A) Tehnica semidirectă realizatâ intraoral (direct-indirect)

Sistemul Direct Inlay System, Chairside Inlay System (Kulzer), Brilliant DF (Coltenc) presupune realizarea de inlay-uri din compozit m cabinet, eliminând faza de laborator. Această tehnică presupune următorii timpi clinici:

- prepararea cavității, aplicarea obturatiei de bază (dinCIS);
- izolarea (cu digâ) şi aplicarea unui agent de izolare (Separator,Coltene);
- aplicarea matricei şi a icului translucid, iar apoi a încâ două straturi de compozit şi condensarea cu ajutorul unui fuloar rotund;
- fotopolimerizarea in situ, din cele trei direcții, cel putin 60 de secunde după care inlay-ul se va scoate din cavitate cu ajutorul unui scaler şi se realizează o nouă fotopolimerizare în aparat (DI 500 Coltene). Această postpolimerizare permite m câteva minute obținerea unei îmbunătățiri a ratei conversiei de polimerizare a compozitului, garantând stabilitatea dimensională şi duritatea materialului;
- postpolimerizarea termică are loc la la 110° C timp de 7 minute;
- cimentarea adezivâ cu ciment dual cure.

B) Tehnica semidirectă extraoralâ (EOS Vivadent) sau APH -Inlay Modul (De Trey/Dentsply) presupune următorii timpi operatori (Fig. 7.8.):

-amprentarea cavității prin tehnica de spălare;

-prelucrarea şi izolarea amprentei (Fig.7.8. a);

- tumarea modelului cu sistemul **Model Modul,** im silicon special extradur ce se gâseşte sub formă de cartuşe (Fig. 7.8.b,c);

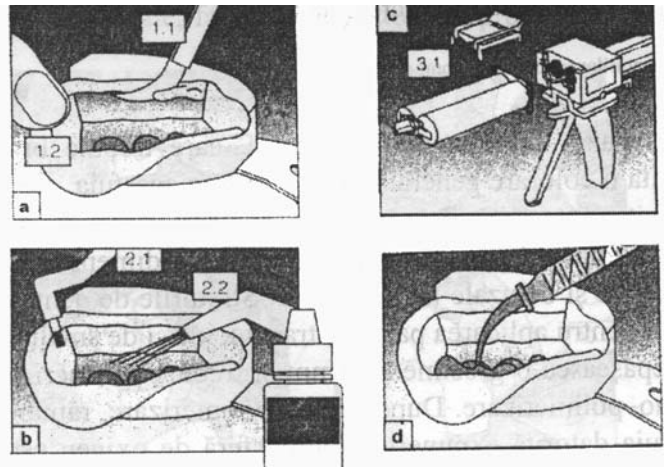


Fig. 7.8. Realizarea inlay-urilor din compozit prin tehnica semidirectâ extraoralâ sistemul EOS Vivadent: a. prelucrarea amprentei b. siliconul extradur Model Modul, prezentat sub formâ de cartuşe c. turnarea modelului ; din silicon extradur d. aplicarea agentului de spațiere

- după întărirea modelului se va prelucra şi secționa la nivelul zonei care ne interesează, apoi se va aplica un agent de separare pe pereții cavității prin pensulare, cu excepția pragului cervical, a bazei cavității şi a pereților axiali ai cavității proximale (Fig. 7.8.d);

- pe modelul din silicon extradur se va modela inlay-ul din compozit, urmând sâ se fotopolimerizeze în aparat timp de două -trei minute;

- după prelucrare şi lustmire se va trece la etapa adaptării şi fixării adezive. Dintre materialele utilizate actualmente pentru realizarea inlay-urilor polimerice fac parte sistemul Artglass (Kulzer), Belle Glass (Belle şi St.Claire), Solidex (Shofu), Conquest-Sculpture (Jeneric-Pentron), Targis (Ivoclar). Aceste materiale prezintă proprietăți mecanice îmbunâtățite, un modul de elasticitate crescut, rezistența la abrazie şi caracteristici optice apropiate dintelui natural.

. **Sistemul Artglass**

Introdus pe piață încă din 1995, Artglass este o sticlă polimericâ (polisticlă), fiind la ora actuală utilizatâ cu succes de un număr mare de practicieni. Este folosit atât la placarea structurii metalice a coroanelor mixte cât, şi la realizarea de inlay-uri, onlay-uri şi fațete vestibulare. Formula sa este mult mai complexă decât a compozitelor. Prin încorporarea unei cantități mici de

silice coloidală, caracteristicile de manipulare ale acestei polisticle se îmbunătățesc.

Sistemul Artglass se întrebuințează împreună cu o metodă specială de condiționare a suprafeței metalice, Kevloc, compus din **Kevloc-primer** şi **Kevloc-bond.**

S-a constatat că în timpul regimului de fotopolimerizare a maselor de Artglass, datorita eliberării secundare a unei cantități mari de căldură, apar disjuncții m pelicula de adeziv cu desprinderea consecutivă a materialului de placare. De aceea firma **Heraeus Kulzer a înlocuit sistemul adeziv Kevloc cu sistemul Siloc,** care pare sâ înlăture defîcienţele semnalate. Sistemul Siloc asigură o legătură chimică şi micromecanicâ între materialul de placare şi scheletul metalic.

Temperatura necesarâ activării stratului de adeziv este mai ridicată şi se obține m interiorul camerei de activare a instalației Siloc.

Artglass se fotopolimerizează m aparatul Uni XS utilizând o lumină Xenon-stroboscopică (Uni XS, Heraeus-Kulzer). Sistemul emite un total de 4,5 watt-i, la o lungime de undă de 320-500nm. Această valoare este importantă, deoarece excitația inițiatomlui camforchmonă este optimă la 470 nm. Un aspect interesant al luminii Xenon—stroboscopice este câ intensitatea mare a curentului se emite doar 20 milisecunde, urmată de 80 de milisecunde de întuneric. Timpul expunerii la lumină este selectat de producător pentru a creşte rata conversiei de polimerizare. Producătoml consideră că timpul scurt de excitabilitate, urmat de o perioadă lungâ de neexpunere la luminâ permite ca moleculele de răşină polimerizatâ să se relaxeze. Consecutiv mai multe gmpâri nereactive de tip C=C vor adera şi vor intra m reacție. Polimerizarea continuă la intensitâți crescute fârâ întreruperea sursei luminoase, poate determina ca lanțul polimeric să fie inflexibil, reducându-se potențialul unei polimerizâri optime.

Conținutul de umplutură este reprezentat de particule de bariu radioopac cu o dimensiune minimă de 0,7 *[im.* Conținând 4-6 grupări funcționale, se crează oportunitatea pentru mai multe conversii dublă legătură. Se permite de asemenea un control mai bun de-a lungul lanțului de carbon în condițiile m care apare legătura încrucişată.

Krejci şi colab. au investigat performanțele acestui material utilizând un sistem computerizat de investigare. Ei au demonstrat că Artglass este mai rezistent la uzură față de compozitele convenționale, datorită încorporării unui monomer multifuncțional şi unei distribuții dense a particolelor de silicat de bariu. Charisma (Kulzer) prezintă o rata anualâ de uzură de 8 Hm, în timp ce Artglass doar 50-60% dm această valoare.

Sistemul Belle Glass HP

Produsul a fost introdus în 1996 de Belle de St.Claire, fiind diferit față de Artglass, atât ca şi compoziție, cât şi din punct de vedere al caracteristicilor fizico-chimice. Este singura polisticlă cu umplutura micro-hibridă care polimerizeazâ în condiții de temperatură ridicată şi presiune de azot. Matricea răşinii este similară din punct de vedere chimic sistemului Bis-GMA, dar mecanismul de polimerizare este considerabil diferit. Acesta polimerizează sub presiune şi la o temperaturâ ridicată m prezența azotului (gaz inert). Temperatura ridicată (138°C) creşte rata conversiei de polimerizare, iar presiunea (29 pound/inch) reduce potențialul de vaporizare al monomerului la temperaturi ridicate. Utilizarea unei atmosfere de nitrogen m timpul procesului de polimerizare joacă un rol foarte important, determinând creşterea rezistenței la uzură. Practic se crează o atmosferâ înconjurătoare fară oxigen, ceea ce determină o creştere a gradului conversiei de polimerizare. Aerul, prin conținutul de oxigen, are o influență covârşitoare asupra comportamentului clinic al râşinilor compozite. Oxigenul joacă un rol important în transluciditatea sau opacitatea răşinilor, având tendința să determine difracția luminii ce se

reflectâ pe suprafața restaurâm. Prm îndepârtarea oncărci surse de oxigen se creşte considerabil transluciditatea. Oxigenul încorporat creşte rezistența la uzură.

După realizarea m laborator a mwiştației, urmează a doua şedinţâ clinicâ- îndepârtarea obturației provizorii., apoi adaptarea şi cimentarea inlay-ului.

Adaptarea constâ în evaluarea mtegritâții marginale, a contactuiui proximal, a relațiilor ocluzale şi a culorii.

Etapa **fixării adezive** este extrem de sensibilă, de aceea este necesar să se respecte cu strictețe fiecare timp operator. Tratamentul de suprafață este esențial m asigurarea longevității inlay-urilor colate.

După aplicarea digii, dintele va fi curățat mai întâi cu o pastă abrazivă (fară fluor), după care va fi tratat cu un adeziv (sistem adeziv de generatia IV sau V: gravarea acidă totală, aplicarea primer-ului, a bondingului).

Cimentul dual selecționat se va amesteca şi se va aplica pe suprafața intemă a inlay-ului şi la nivelul cavității. Apoi inlay-ul se va presa în cavitate cu ajutoml unui fuloar. Excesul se va îndepărta cu o pensulă umectată cu răşină neşarjată, după care se va fotopolimeriza din toate părțile: ocluzal, vestibular, lingual şi proximal, fiecare timp de 60 de secunde.
Finisarea şi lustruirea se va realiza cu ajutorul unor freze din carbură de tungsten cu multe striuri (16-30, E.T., Brasseler Corp), apoi cu discuri din oxizi de aluminiu şi paste de lustruit (Prisma Gloss LD Caulk/Dentsply).

După îndepârtarea digii se va verifica ocluzia. Dacâ sunt necesare retuşuri, acestea vor fi urmate de o nouă lustmire.

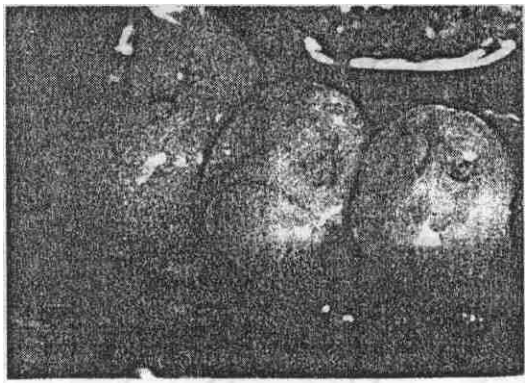


Fig. 7.9. iniay-uri din compozit charisma-Kuizer (44,45), la 5 ani de la inserare

În imaginea alăturatâ prezentăm inlay-uri din compozit Charisma (Kulzer) (Fig. 7.9.)

Studii recente efectuate de Liberman şi colab (1997) au evidențiat câ atât tehnicile semidirecte cât şi cele indirecte reduc gradul de microinfiltrații marginale în cazul restaurărilor de clasa a doua cu **RDC,** comparativ cu tehnicile directe. Aşa după cum subliniază şi Robinson, Moore şi Swartz, tehnica indirectă reduce contractia de polimerizare, iar cimentul compozit va' reduce în mod substanțial dehiscențele marginale.

7.1.2.3. INCRUSTAȚII CERAMICE

Conceptul de inlay ceramic datează de la sfârşitul secolului trecut, când au fost fabricate primele restaurări de acest tip. Datorită rezistenței scâzute a materialului şi a absenței unui mediu de fixare adecvat nu au avut succesul terapeutic scontat.

Dezvoltarea recentâ a sistemelor integral ceramice asociate cu posibilitatea de a grava porțelanul şi de a obține o adeziune micromecanică între ceramicâ şi structurile dentare subiacente a permis ca inlay-urile din ceramică să devină parte integrantâ a arsenalului terapeutic modem.

Inlay-urile ceramice oferă trei avantaje distincte comparativ QU alte tipuri de restaurații:

- sunt mai estetice;
- oferă rezistență stmctunlor dentare subiacente;
- reprezmtâ o mctodâ conscrvativă;

Cu toate acestea, cunoştinţele tehnologice insuficiente despre materialele utilizate, ficultatea de execuție tehnică şi aspectul economic, precum şi incertitudinea asupra longevității inice, fac ca numeroşi practicieni să rămână încă sceptici față de acest procedeu de restaurare. i,

Sistemele de inlay- onlay-uri ceramice pot fi realizate utilizând ceramica sinterizatâ, mată, presată sau frezatâ mecanic. La oricare dintre metodele utilizate, este indispensabil ca esele protetice realizate să prezinte o adaptare foarte precisă. Aceasta contribuie în mare ăsură la fiabilitatea colajului şi la perenitatea restaurării. Adaptarea marginală şi precizia mexiunn dento—protetice a inlayurilor şi onlayurilor presupun o muncă minuțioasâ m cadrul scării etape, precum şi o cunoaştere pertmentâ a tehnologiilor şi materialelor utilizate.

Incrustațiile ceramice pot fi clasificate în două mari **categorii; metalo-ceraniice** ,şi **itcgral ceramicc.**

Tabelul 7.4, Clasificarea maselor ceramice pentru incrustații în funcție de compoziție (după Sadoun)

Tipul	ceramică	Subclăse
Ceramicâ	feldspatică	- tradiționalâ (pentru metalo-ceramicâ) - cu conținut crescut în leucit (pentru S.I.C.)
Ceramică	aluminoasă	- 40% conținut m alumină(Mc Lean) - 65% conținut în alumină (Cerestore) - 85% conținut m alumină (In Ceram)
Ceramică sticloasă (vitroceramică)		- Dicor (pe baza de tetrafluorosilicat) - Cerapearl (pe bazâ de apatită)

Indicațiile inlay-urilor ceramice

1. Leziuni carioase mici sau moderate (adâncimea cavitâții trebuie să fie cel puțin 2mm, dacă e mai mică se preferă inlay-urile din compozit);
2. Leziuni carioase mari, cu margini de smalț nesusținute;
3. Dinți cu tratament endodontic, la care cavitatea de acces a compromis rezistența şi prognosticul dintelui;
4. în situația când dinții antagonişti sunt restaurați cu ceramică;
5. In cavitățile m care nu se poate obține o formă retentivă şi există imperative estetice deosebite;

Contraindicațiile sunt legate de existența parafuncțiilor şi a uzurilor dentare exagerate. ^ind o tehnică extrem de minuțioasă şi sensibilă, situațiile ce nu permit realizarea m condiții)ptime a fiecărei etape climco-tehnice pot constitui o contraindicație.

Avantajele inlay-urilor/onlay-urilor ceramice sunt:

- estetica deosebită;
- menținerea sănătății parodontale;
- rezistența la uzură;
- radioopacitatea;
- adaptarea marginală bună;

Dezavantajele inlay-urilor ceramice

- timp de lucru îndelungat;

- necesitatea unor echipamente speciale;
- preţul de cost ridicat;
- posibilitatea fracturării m timpul fazelor de laborator;
- posibilitatea uzurii arcadei antagoniste;
- corecturile ocluzale după cimentare pot duce la pierderea culorii $i transluciditâţh iniţiale.

Fazele clinico-tehnice de realizare a incrustaţiilor ceramice

In tabelul 7.5. se face o paralelâ între etapele clinico-tehnice de realizare a unui inlay ceramic prin metoda de depunere strat cu strat şi a unui inlay din compozit.

Tabelul 7.5.

Paralelâ între inlay-ul ceramic şi inlay-ul de compozit

ETAPELE CLINICO-TEHNICE	INLAY CERAMIC	INLAY COMPOZIT
Prepararea cavitâţii	-mutilantâ -limita marginală-în smalţ -chanfrein semirotund	—conservatoare -limita marginala- în smalţ; limita cervicală în smalţ, la nivelul gingiei sau supra-gingival -fară bizou sau chanfrein
Amprenta	-siliconi cu reacţie de adiţie - hidrocoloizi reversibili	-siliconi cu reacţie de adiţie -hidrocoloizi reversibili -polieteri
Modelul de lucru	-gips superdur	-gips superdur
Model refractar	-masă refractarâ	-nu este necesar
Reproducerea relaţiilor intermaxilare	-modele montate în articulator	-modele montate în articulator
Realizarea propriu-zisâ a inlay-ului	-mascarea fundului cavităţii -depunerea strat cu strat a maselor ceramice -arderea masei ceramice -echilibrarea ocluzalâ -finisarea -lustruirea/glazurarea	-mascarea fundului cavităţii -depunerea şi polimerizarea straturilor de compozit -polimerizarea finală-12 minute -echilibrarea ocluzală -finisare şi lustruire -aplicarea unui lac transparent
Verificarea inserârii şi adaptării inlay-ului	-pe modelul de lucru -în cavitatea bucalâ	-pe modelul de lucru -în cavitatea bucalâ
Condiţionarea incrustaţiei	-sablare -gravaj acid (HF) -silanizare	-asperizare cu freze diamantate -sablare uşoară
Fixare	-adezivâ cu CD	-adezivâ cu CD

1. Prepararea cavităţii pentru incrustaţiile ceramice

Conceptul de inlay ceramic agregat adeziv este relativ nou. Menţinerea restaurării ştricţ intracoronar va reduce potenţialul de uzură şi solicitarea de ansamblu.

Forţele excesive, în cazul când interfaţa ceramică-dinte este situată în zona de maxim stress ocluzal pot determina uzura cimentului compozit şi potenţial fracturarea smalţului la nivelul marginilor cavităţii. în acest caz se preferă realizarea de onlay-uri.

în cazul incmstaţiilor metalice există o corelaţie între dimensiune şi rezistenţâ. Cu cât inlay-ul este mai gros, cu atât va fi mai rezistent la deformare şi fracturare. In cazul incmstaţiilor ceramice, datorită proprietăţilor diferite ale acesteia, o grosime mai mare, în loc să mbunâtâţească rezistenţa va duce la scăderea ei. **Grosimea acceptabilă pentru inlay-urile •eramice este cuprinsâ între 1-2,5 mm,** cel mai important fiind sâ fie uniformă.

Premiza de bazâ a preparârilor pentru inlay-urile ceramice este conservarea pe cât posibil i structurilor restante, restaurarea formei, funcției şi a rezistenței structurilor dentare şi păstrarea n timp a acestor caracteristici. Prepararea pentru inlay ceramic este detaliată m capitolul 12.

2. Amprentarea şi realizarea restaurârilor provizorii

Se preferâ realizarea restaurărilor provizorii înainte de amprentare. Exigtă trei metode de îazâ pentru realizarea restaurărilor provizorii: **directă, indirectă** şi o **combinație direct—ndirectă.**

Metoda directă-indirectâ utilizează un conformator din polipropilenâ sau o amprentă iin alginat m care se va introduce răşina autopolimerizabilâ şi se va aplica deasupra îreparațiilor, urmând să se polimerizeze endobucal. Se va prelucra restaurarea provizorie, după ;are se adaptează endobucal, se va lustrui şi cimenta cu un ciment farâ eugenol. Aceastâ metodâ ;ste indicată cu predilecție m cazul unor restaurări multiple (mai mult de două cavități).

Metodâ dirfiCtă este mai simplă, fnnd de elecție în cazul restaurărilor unidentâre.R-estaurarea provizorie se va confecționa dupâ amprentare şi constă m aplicarea stratificată a "âşinii diacrilice compozite, după ce în prealabil cavitatea a fost izolată cu un strat de vaselinâ. ^plicarea şi fotopolimerizarea compozitului se va face în acelaşi mod ca şi m cazul obturațiilor, iar farâ tratamentul adeziv prelabil al smalțului şi dentinei.

Metoda indirectă constă m confecționarea în laborator a restaurărilor provizorii.

3. Amprentarea se face cu materiale de precizie, de preferință siliconi cu reacție de adiție utilizând tehnica de spălare. De mare precizie este şi tehnica cu gume polieterice în lingura individuală, dar aceasta impune o şedință suplimentară.

Este absolut necesară lărgirea temporarâ a şanțului gingival înainte de amprentare, folosindu-se şnumri impregnate cu soluții astringente (Ultrapak).

După amprentare se va alege culoarea. In cazul inlay-urilor ceramice se preferâ alegerea Linei nuanțe puțin mai deschise, fiind mai uşor ca printr-un ciment compozit să se închidă suloarea restaurării finale, decât culoarea inlay-ului să fie mai închisă şi să se urmărească deschiderea culorii printr-un ciment mai deschis. Alegerea culorii se va face de către medic împreună cu tehnicianul ceramist.

4. Confecționarea inlay-ului ceramic în laborator

Metoda cea mai veche şi mai des folosită constă m arderea ceramicii pe un fnodel unitar din material refractar, utilizându-se porțelanuri feldspatice. Principalul avantaj al acestei metode este că nu necesită echipament special, dar este greoaie şi necesită mult timp.

Modelul se va tuma din masa refractară. Ulterior, m aceeaşi amprentă se va tuma un model duplicat din gips superdur, pe care se va face adaptarea ocluzală, marginală şi proximalâ a viitorului inlay. Pentru tumarea modelului refractar este indicat să se utilizeze m laborator sistemul Accu-Trac, deoarece permite repoziționarea rapidă şi optimâ a fiecărui element, după separarea bontului mobil.

Pentru realizarea modelului duplicat este indicată o masă refractară de granulație foarte fină (de ex. Lamina-Shofu), care să prezinte o precizie deosebită a formei şi o stabilitate mare m timpul arderilor. Calitatea acestui material depinde direct proporțional de modul de preparare, respectiv de respectarea cu strictețe a indicațiilor producătorului. -

Este bine ca eventualele plusuri sau minusuri sâ fie cu atenție examinate sub lupă, pentm a se putea face corectările necesare.

Depunerea maselor ceramice începe cu mascarea esteticâ a fundului cavkâții (Fig. 7.10.)

Succesul unui inlay poat^ fi apreciât doar după ingerarea acestuia în cavitate. Pentm a obține un efect cât mai natural, rnasele ccramice se aplică stratificat, în profunzime fiind dispuse nuanțele cele mai saturate, iar la suprafață cele mai clare. Efectul estetic depinde de respectarea celor trei parametri ai culorii, astfel: **culoarea şi saturația** prin pigmenții utilizați pentru zona radiculară şi dentină;

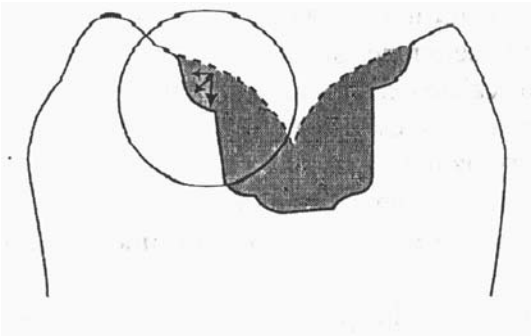


Fig.7.io. Depunerea primuiui strat de ceramică

- luminozitatea, prin variațiile grosimii şi ale opacității smalțului care are rol de filtru al luminii, smalțul fiind incolor.

în aprecierea efectului estetic final intervine şi 0 a patra dimensiune- **transluciditatea optică,** care influențează toți parametrii culorii şi la rândul ei este influențată de aceştia.

în cazul inlay-urilor ceramice straturile de opac şi cel de dentină definesc prin pigmenții lor culoarea reconstituirii şi o parte a saturației acesteia. Masele de smalț (incizale) sunt responsabile de luminozitatea reconstituirii, iar masele transparente au rol de difuziune a luminii, dar în egală măsură şi de scâdere a gradului de saturare a culorii.

După depunerea maselor de opac, dentină şi smalț, respectând principiile culorii enunțate mai sus, se face arderea acestor straturi conform regimului termic indicat de producătorul maselor ceramice. Ulterior se depune un strat pelicular de masâ transparentă, care se va infiltra perfect şi se va adapta la marginile preparației.

Glazurarea presupune o ardere economică, care se face după adaptarea şi echilibrarea ocluzală, pe modelul montat în articulator.

Urmează fazele de lustruire mecanică cu polipanturi cu granulații succesiv descrescânde şi cu pastă de lustruit.

îndepărtarea maselor ceramice de pe inlay este o etapă delicată. Inlay-ul va fi acoperit m exces cu ceară de modelat de duritate medie şi resturile de masă refractarâ de la nivelul intradosului se îndepărtează prin sablare cu particule sferice de sticlâ.

Inlay-ul se analizează sub lupă pentru a putea fi detectate eventualele imperfecțiuni ce pot fî corectate. Dacă nu se constată defecte vizibile, se poate trece la etapa cimentării adezive a inlay-ului.

Elaborarea unui inlay ceramic prin metoda clasicâ de depunere strat cu strat a maselor ceramice necesitâ parcurgerea unor numeroase şi dificile etape de lucru, pe parcursul cărora pot apare erori, ducând la compromiterea rezultatului final.

0 îmbunătățire a tehnicii constă în arderea unei ceramici cu temperaturăjoasă de fuziune pe un nucleu de ceramică conventională (LFC Ducera). Acesta permite simplificarea procedurii de laborator şi obținerea unor excelente caracteristici de suprafață ale ceramicii. 5. **Etapa cimentării adezive a inlay-ului ceramic** Atunci când se selectează un **CD** trebuie să se ia în considerare mai mulți factori:

- Grosimea fîlmului cementar (pentru a obține un film cât mai subțire se va utiliza un ciment cu umpluturi de dimensiuni cât mai mici). Din acest considerent se preferă cimenturile cu microumpluturi;

- Rezistența la uzură este extrem de importantă îti cazul cimetiturilor utilizate la colajul mlay--urilor ceramice. Ideale sunt cimenturile hibride cu mici particule de sticlă (bariu şi stronțiu, cuarț) m procent de 70% volume;

- Capacitatea de a realiza o etanşeitate optimă;

- Rezistență compresivă şi tensională bună prezintă cimenturile hibride;

- Dubla polimerizare, chimică şi foto asigură clinicianului timpul şi flexibilitatea necesare tehnicii colajului inlay-ului.

In etapa cimentârii adezive intervin cele trei interfețe:

- smalțul gravat acid va adera de agentul liant-răşina neşarjată;

- ceramica gravată acid se va activa cu ajutoml unui silan, care aderă mecanic şi chimic la răşina neşarjată;

-cele două interfețe sunt cooptate prin mtermedml unui **ciment compozit dual.**

Pregătirea inlay-ului în vederea cimentării

După curățirea ultrasonică, spâlare şi uscare, inlay-ul se va decontamina cu ajutoml unui lichid pe bază de ketonă şi se va usca cu un jet uşor de aer. Se gravează cu acid fluorhidric. Inlay-ul ceramic Ya fi apoi silanizat permițând suprafeței gravate dar inactive a ceramicii să fîe aptă de a adera la **CD.**

Pregătirea dintelui în vederea cimentării

După izolarea câmpului operator, se va curăța minuțios cavitatea cu perie şi pastă abrazivă, apoi se va grava acid cu acid ortofosforic 37 % timp de 15 secunde. Spălarea cujet de apă este urmată de o uscare cu un jet moderat de aer, pentru a nu produce o desicare exagerată. Se va trece apoi la aplicarea sistemului adeziv, de preferabil un adeziv universal de generația a IV-a sau a V-a, conform instrucțiunilor fabricantului.

După amestecare, cimentul dual se va aplica prin pensulare la nivelul cavității şi la nivelul inlay-ului.

Inlay-ul se va manipula cu multă grijâ, aplicându-se prin presiune moderată la nivelul Cavității, iar excesul de ciment se va îndepărta înainte de fotopolimerizare.

Polimerizarea se va inița prin luminâ (lampă halogen, cu plasmă, diodă sau laser). Cu cât timpul de polimerizare este mai mare cu atât procentajul de conversie monomer-polimer creşte. Se utilizează câte 40 de secunde din cele trei direcții. .

După fmalizarea foto-polimerizârii se va trece la etapa fimsâTii, adaptării ocluzale şi lustmirii, cărora trebuie sâ li se acorde o atenție deosebitâ.

Există mai multe sisteme de inlay-uri adezive, adaptate la forma şi mărimea cavităților (fig.7.11)

Variante de incrustații ceramice

A) Incrustații metalo-ceramice

In cazul cavităților mari, cu distrucții subgingivale, când premiza adaptârii marginale este deficitară, se preferă realizarea unor incmstații metalice sau **incrustații metalo-ceramice.**

în 1973 Dupont şi Harter au prezentat un tip de inlay metalo-ceramic ce derivă direct din inlay-ul clasic. Rezultatul estetic este satisfacător, m schimb longevitatea este excelentă.

în 1994 Garber şi Goldstein au preluat ideea lui Cardash (1990) de configurație m douâ etaje, realizând incmstații metalo-ceramice. In conceptul lor baza metalică acoperă pereții pulpari, acoperiți la nivel ocluzal de componenta ceramică. Experiența acestui tip de restaurare a evidențiat fragilitatea ceramicii la nivelul istmului. Lipsa de spațiu necesită utilizarea unui strat

de ceramică prea subțirc. Pentru a evita această problcmă autoni propun modificarea design-ului părtii metalice, asigurând o suprastmctură ceramică mai groasă şi mai rezistentă.

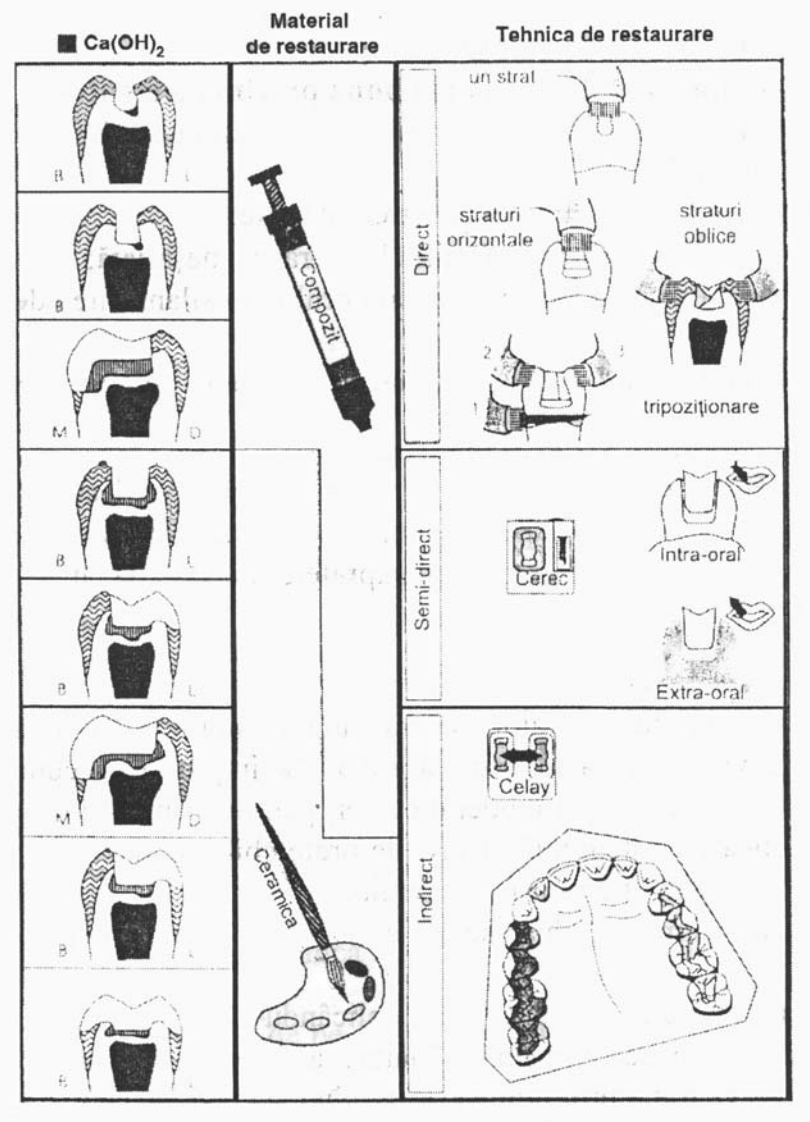


Fig. 7.11. Sisteme de inlay-uri adezive în funcție de forma şi mărimea cavității

Tehnica dublu inlay

Mathias Hanning şi Rainer Schmeiser descriu o tehnică denumită de ei **dublu inlay.** Aceasta presupune realizarea unei restaurări formate din două componente: o bază metalică cimentată cu un ciment convențional şi un inlay adeziv din ceramică, lipit deasupra primului cu
unCD.

Baza metalică este un inlay mic în formă de scară care umple cavitatea proximală până la înălțimea planşeului cavității secundare. Mărimea acestei cavități este clasică, uşor divergentă, cu un bizou cervical pentru a permite o mai bună etanşeitate la nivelul sulcusului. Restul cavității nu e bizotat pentru a uşura vizibilitatea limitelor şi continuitatea între metal şi ceramică.

Pentru a obține puțină retenție şi mai ales pentru a poziționa cu precizie piesa metalică va fi forat un puț dentinar de o profunzime de l,5-2mm, după posibilitățile clinice, paralel cu axul lung al dintelui, între pulpă şi peretele dentinar. Inlay-ul de aur se va tuma din aliaj de aur tip IV, peste care se va aplica stratul de opaquer. Dacă se utilizează metale neprețioase sau cu un conținut sărac nobil, se va aplica un primer metalic care va permite obținerea de legături rezistente la forțele de forfecare ce depăşesc 25MPa.

Piesa ceramica se va reanza prin tcnnica presării (IPS Empress) ce permne reanzarea ac inlay-uri ceramice a căror adaptare este de o mare precizie. Mărimea cavității restante după ce s-a realizat inlay-ul metalic trebuie sâ permitâ conceperea unui bloc ceramic omogen, de mai puțm de 2mm, pentru a limita riscurile fracturăni şi a avea efectul estetic scontat.

Principiile de preparare sunt similare celor pentm inlay-urile ceramice :

- forme rotunjite, farâ unghiuri ascuțite;
- fund plat cu zone de joncțiime între preparările axiale şi cervi-cale;
- istm cât mai larg posibil.

Substructura metalică se va realiza dintr-un aliaj metalic sau un aliaj de aur silanizat. Ea se va modela de aşa natură încât să acopere podeaua şi cavitățile proximale. Toate marginile cavităţu situate în smalț râmân neacoperite.

In **etapa a II-a,** cavitatea ocluzala restantă se restaurează cu un **inlay de ceramică.** Adeziunea între cele două componente ale inlay-ului se va obține prin silanizarea bazei metalice sau aplicarea unui opaquer care se va condiționa cu HF şi se va activa cu un silan.

Piesa metalicâ este cimentatâ cu un **CIS** după care în aceeaşi şedințâ se realizează colajul piesei ceramice. Grosimea filmului cementar este de ordinul 23 pm, iar contracția volumetricâ de priza este de 3%. Este necesar sâ se aştepte 5 minute pentru priza **CIS.** După priza şi îndepârtarea excesului de ciment, marginile de smalț ale cavității ocluzale vor fi condiționate cu acid fosforic 37%, spălate şi apoi uscate. Se va aplica apoi răşina neşarjată, iar cimentul compozit dual, după amestecare se va pensula în cavitate. Inlay-ul ceramic se aplică în cavitate cu presiune moderatâ, se îndepărtează excesul de ciment şi se fotopolimerizează.

Deşi această tehnică este mai dificilă şi implică un număr mai mare de şedințe se consideră o altemativă mai ieftină față de inlay-urile electrogalvanizate.

Inlay-urile şi onlay-urile din aur electrogalvanizate (electroforming)

Reprezintă o altemativă sigură şi promițătoare la obturațiile de amalgam. Combinând aurul cu ceramica s6 face un compromis între estetică şi biocornpatibilitate. Datontă adaptării marginale perfecte şi a culorii gălbui-aurii aceste inlay-uri pot fi cimentate şi cu ciment fosfat de zinc.

B) Inlay-uri din sisteme integral ceramice

In ultimii zece ani, s-a dezvoltat aşa numitul **concept ceramo-ceramic.** La baza dezvoltării sale au stat atât evoluția materialelor ce au deschis căi noi în protezarea fixă, şi anume stomatologia adezivâ, biocompatibilitatea materialelor, precum şi o campanie mediaticâ;
împotriva diferitelor aliaje utilizate m stomatologie.

Tabelul7.6. Clasificarea sistemelor integral ceramice pentru inlay-uri şi onlay-uri

Sistem	Rezistențâ flexuralâ	Adaptare	Esteticâ	Prețul de cost
DICOR	120-130MPa	bună	acceptabilă	crescut
IN CERAM	360^50MPa	bună	acceptabilă	crescut
OPTEC-HSP	120-140MPa	bunâ	excelentă	scăzut
CEREC	120-450MPa	bună	bunâ	cel mai crescut
CELAY	120^50MPa	excelentâ	bună	crescut
CERAPRESS	140-160MPa	bună	excelentă	scăzut
IPS EMPRESS	140-160MPa	excelentă	bunâ	crescut
OPC	140-160MPa	excelentă	bună	moderat

Există la ora actualâ patm familii principale de ceramică **sinterizată, turnată, presată şi frezată.**

1. Sistvmul Dkor

Restaurările din sticlâ ceramicâ (Dicor,Cerapearl) necesitâ un echipament special şi costisitor. Sticla este compusă din SiO^, K^O, MgO şi cantităţi mici de Al^O^ , ZrO^, adăugate pentru a creşte rezistenţa, precuin şi un agent fluorescent pentru a—i creşte calitâţile estetice. MgF2 acţionează ca un agent de nucleaţie pentru devitrificare.Inlay-ul din sticlâ ceramicâ se confecţionează utilizând tehnica cerii pierdute. Macheta de cearâ se ambalează cu masa de ambalat fosfaticâ şi se arde la 900 °C timp de 30 de minute. Blocul de sticlă prefabricat se încâlzeşte la 1360 °C şi se toamă într-un aparat de tumat cu motor centrifugal. Tumătura se reambalează într-o matrice din material refractar şi se ceramizează printr-un tratament termic într-un singur timp, pe o duratâ de şase ore la 650-1075 °C. în acest interval sticla se va transforma într-o piesă cristalină, compusâ dintr-o masâ densă de cristale foarte subţiri de tetra-siliciu fluoro-mică (K2Mg5Sig02F4). Aceste cristale tip mică au o flexibilitate ce contribuie la creşterea rezistenţei la propagarea fisurilor m masa ceramică. Pentru asigurarea unei estetici deosebite pot fi utilizate patru arderi succesive cu porţelan de placare. uJîi Avantajele sticlei ceramice sunt: adaptare marginalâ şi esteticâ bună, biocompatibilitate excelentă, conservarea structurilor dentare, usurinţa de fabricaţie. Dezavantajele se refcm la timpul de lucm îndelungat, necesitatea imui echipament special şi preţul de cost crescut.

2.Sistemul Cerestore

Descris de Sozio şi Ryley în 1983, sistemul utilizează un model de răşină epoxi şi o ceramică cu **nucleu aluminos** care se va injecta. Formarea complexului MgAlOs ce ocupă o mare parte din volum va compensa contracţia de ardere. Peste acest nucleu, ce se arde timp de 14;
ore, se va aplica ceramică 'de placare m maniera uzuală. Rezistenţa este mult îmbunătâţită, adaptarea marginală este excelentă, dar tehnica este mai laborioasă, echipamentul necesar mai sofisticat şi preţul de cost este crescut. Sistemul Cerestore a fost retras de pe piaţă datorită parametrilor mecanici necorespunzâtori. Sistemul All-Ceram (Innotek, Lakewood) nu s-a putut nici el impune, deşi a prezentat o rezistenţă mecanică mai bună.

3.Sistemul IPS-Empress(I,II) (Ivoclar)

Sistemul utilizează o tehnicâ de injectare similară sistemului Cerestore. In locul nucleului aluminos, IPS-Empress este o sticlâ specialâ ce conţine agenţi latenţi de nucleaţie de ordinul micronilor şi se prezintă sub formă de cilindri preceramizaţi în diferite nuanţe Vita. Printr-un proces controlat de cristalizare al matricei de sticlă, materialul va căpăta o rezistenţă deosebită. Ceramica leucitică se injectează la căldură şi sub presiune într-o presă specială. Iniţial se obţine un nucleu, peste care se aplică straturi succesive de ceramică.

Avantajele acestui sistem constau m estetică deosebită (toată gama coloristică Vita), stabilitate cromatică şi dimensională bune (nu se contractă prin procedeul de presare). Este eliminatâ procedura ceramizării, facându-se economie de timp şi bani faţâ de sitemul In-Ceram.

Un studiu m vivo efectuat de Tidehag (168) a evidenţiat calitâţile inlay-urilor ceramice IPS Empress, atât în ceea ce priveşte integritatea marginală după doi ani de utilizare clinică, cât şi stabilitatea cromatică, păstrarea stării de suprafaţă şi a formei anatomice.

4.Sistemul In Ceram (Vita)

Introducerea sistemului In Ceram reprezintă un moment de cotitură în istoria restaurărilor ceramice, asigurându-se asocierea elementelor estetice cu calităţi mecanice deosebite, creându-se posibilitatea realizării de proteze fixe integral ceramice atât m zona frontală, cât şi m cea laterală. Primele încercări s-au facut m 1985 de catre Sadoun, iar comercializarea a început în 1990.

Principalele **avantaje**se referă la: biocompatibilitate, adaptare marginală superioară față de alte tehnici, estetică deosebită, economie 4e țesuturi dentare şi în special rezistența mecanicâ net superioară (162-182 MPa).

Sistemul este reprezentat de un nucleu (infrastructura) ce conține particole fine de A1203. După un proces de ardere controlatâ timp de zece ore într-un cuptor special **(Inceramat-** Vita), peste acest nucleu se infiltrează pnn capilantate matncea de stldâ, ce va fi supusă unui tratament termic timp de patru ore, realizându-se aşa numita ardere de infiltrare. Prin acest proces, nucleul se transformă dintr-o masă albă, opacâ, într-o masă ceramică rezistentă, de culoare caramel. Conform acestei tehnologii se obține o restaurare redusâ, conturul final fiind defmltivat prin aplicarea de straturi succesive de dentină şi smalț Vitadur N, urmată de arderi succesive.

Dezavantajele sunt reprezentate de prețul de cost crescut, necesitatea unui echipament special şi a unei tehnici laborioase.

Cei zece ani de recul clinic ne permit sâ afîrmăm că această tehnică face parte integrantă din arsenalul terapeutic ce stă la dispoziția medicilor stomatologi. Sadoun a evidențiat, m urma unor studii statistice pe o duratâ de şapte ani (1987-1993), câ din cele peste patru mii de, ckmcntc analizatc, riscul fracturației este sub 1%.

îmbunâtâțirea proprietăților mecanice prin adăugarea zirconiului a permis realizarea protezelor fixe de mică întindere.

Sistemul **Spinelle,** al cărui nucleu este reprezentat de alumină încărcată cu magneziu, a permis realizarea de inlay-uri şi onlay-uri ce satisfac concomitent principiile de estetică, rezistență mecanică şi adaptare marginală.

Sulaiman şi colab. au facut un studiu comparativ privind adaptarea marginală între diferite sisteme de inlay-uri ceramice: In Ceram, IPS Empress. Rezultatele studiilor in vivo şi m vitro confirmă performanțele acestor sisteme integral ceramice (160).

5. Sistemele CAD-CAM

Introducerea sistemelor **CAD-CAM** (de concepție computerizatâ şi elaborare programată a reconstituirilor ceramice) reprezintă o adevăratâ revoluție în stomatologie. Prin aceasta se poate conforma şi fabrica un inlay ceramic m cabinet într-o singură şedință, fără intervenția laboratorului. Sistemele **CAD-CAM** vor fî tratate detaliat m **capitolul 21.**

Există la ora actuală o mare varietate de materiale şi tehnici de reconstituire a dinților cu afecțiuni coronare. Pentru a asigura succesul terapeutic pe termen lung este foarte important să se dccidâ cea mai bună variantâ m funcție de indicația precisă şi condițiile clinico-tehnice şi fmanciare disponibile (tabelul 7.7.).

7.2. RESTAURARI EXTRACORONARE

Restaurârile extracoronare reclamâ **sacrifîcii mai importante de țesuturi dure dentare,** realizându-se aproape exclusiv prin tehnici indirecte care implică laboratorul de tehnică dentară **Restaurările coronare** sunt dominate de **coroanele de înveliş.** Există şi foarte multe

situaţii clinice când suprafeţele vestibulare ale dinţilor sunt integre şi/sau acceptabile din punct de vedere estetic, fiind compromise doar celelalte suprafeţe. în aceste cazuri se indicâ coroanele parţiale 3/4 sau 4/5 metalice, iar m ultimul deceniu din sisteme mtegral ceramice, ceromeri sau „integral polimerice" (Targis-Vectris). Datorită preparaţiilor mai simple, cât şi pentru a rcaliza venituri mai uşor, practicienii preferă tot coroanele de înveliş. Rezultâ că ar fi necesar să ne schimbâm viziunea asupra indicaţiilor coroanelor de înveliş, care ar trebui realizate doar când suprafeţele vestibulare şi/sau linguale au fost restaurate anterior, prezintă fracturi, sau sunt subminate, sau cand lipsa de substanţâ care conduce la conformarea istmului ocluzal depăşeşte 1/2 din distanţa intercuspidianâ.

Tubelnl 7.7.

Comparaţie între diferite materiale şi tehnici de restaurare intracoronară.

Material restaurator	Avantaje	Dezavantaje	Preţ/tehnic în SUA ($)	Preţ/clinic în SUA ($)	Total
Amalgam	Stabilitate durabilitate, pret mic	Inestetic, teama deHg	-	100$	100$
Râşini compozite	Estetică bună, preţ mic	Durabilitate scazutâ	-	135$	135$
Inlay-uri aur	Rezistenţa în timp, procedeu clasic	Inestetic, conducâtor termic	125$	320$	455$
Inlay-uri ceramice electroformate	Estetic, biologic	Costul crescut al noii tehnologii	225$	325$	550$
Inlay-uri titan	Biocompatibil, termoizolant	Inestetic	160$	335$	495$
Inlay-uri ceramice (frezate)	Estetic, stabil	Investiţia tehnică, adaptarea	' 150$	325$	475$ '
Inlay-uri ceramice (arse, presiune)	Esteticâ şi rezistenţâ bunâ	Adeziune imperfectă în anumite zone	200$	325$	525$
Inlay-uri compozit	Esteticâ bună, preţ mai mic	Longevitate mai mică	150$	220$	370$

La limita dintre restaurările intra- şi extracoronare se aflâ **faţetele ceramice,** proteze unidentare venite mai recent în această categorie. Ele sunt mai puţin cunoscute în ţara noastră, iar ca frecvenţă se situează, alături de incmstaţii, pe ultimul loc.

7.2.l. FATETE VESTIBULARE

Procedeul de fațetare sau **tehnica fațetelor** (Laminates sau Veneer-urile) a apâmt urmărindu-se ideea sacrificiului minim de țcsut dentar sănâtos, în situația efectuâni unor corecturi estetice m zona frontală.

Fațetele sunt practic jumătăți de coroană care inloculesc smalțul dislocat de pe fața vestibularâ (fațetele vestibulare) şi de pe fețele proximale (fațetele moderne totale'). Fațetarea elimină prepararea circulară de pe fața orală, unde m zona cingulum-ului raporturile unui eventual prag ar putea periclita integritatea camerei pulpare, diminuând concomitent rezistența bontului.

Fațetele vestibulare au fost confecționate la început din **răşini acrilice** (Frank Faunce 1970), ulterior din **RDC,** pentru ca la ora actuală marea lor majoritate să fie realizată din ceramică.

Fațetele acrihce nu au avut succes de duratâ şi nu s-au impus. Ulterior, odată cu apariția **RDC,** aceste materiale au mlocuit răşinilc acrilicc.

Fațetele din RDC pot fi realizatc direct de către medic m cavitatea bucalâ a pacientului sau indirect, realizate în laborator pe baza unei amprente.

Avantajele fațetelor din compozit se referă la:

-Economie de țesuturi dentare.

-Riscul minim de iritație pulpară.

-Posibilitatea de relipiri, optimizări în caz de deslipiri.

-Efect estetic mulțumitor, dar nu de durată.

Absența unei transluciditâți naturale poate conduce spre un aspect **„lipsit de viață",** tem. în plus aceste materiale au o rezistențâ mult mai scăzută la uzurâ şi sunt susceptibile la retenția de placă bacteriană.

Fațetele ceramice combină cerințele conservative cu cele de stabilitate cromatică, biocompatibilitate, rezistență la uzură şi retenție scăzută de placă bacteriană. Acestea pot mima transluciditatea dintelui natural şi asigură stabilitatea conturului şi a culorii cu risc minim de iritație gingivală. Stabilitatea fațetelor ceramice s-a îmbunătățit mult odată cu adoptarea conceptului de gravare acidă a ceramicii. Fațetele ceramice vor fi abordate pe larg m capitolul 21. în cele ce urmează vom trata pe scurt fațetele din materiale compozite care au pierdut mult teren m detrimentul celor ceramice, ele fiind azi reahzâte doar din rațiuni economice.

Indicații:

- prezența de fîsuri amelare;
- anomalii de formă;
- distrofii dentare de pe fața vestibulară;
- anomalii de formă (cu precădere pe incisivul lateral);
- închideri de diasteme;
- dinți cu obturații mari pe fața vestibulară, dar cif fâța orală indemnă.

Contraindicații:

- predispoziție la carii dentare;

'Fațetă totală- termen propus de Rousse J. S. pentru fațetele care acoperă atât fața vestibulară cât şi întreaga arie de contact mtinzându-se spre oral

- igiena bucalâ defectuoasa sau mexistenta;
- prezența unor obturații coronare masive;
- bruxismul.

înainte de prepararea feței vestibulare se face o igienizare a întregii regiuni, după care se îndepărtează eventualele obturații frontale.

După aplicarea a mii de fațete, Christensen (1998) a ajuns la COncluzia că în discromiile scvere tetraciclinice, sau când stigmatcle distrofîce afectcază structural coroanele dentare (cu toate că suprafețele orale sunt integre), se obțin rezultate mult mai bune cu ajutorul coroanelor de înveliş decât prin fațetare.

Suprafața preparată pentru o fațetă din compozit se va situa pe cât posibil m grosimea smalțului, astfel încât să realizeze un contact cât mai mare cu **CD** şi va fi lipsită de zone retentive, respectiv unghmri ascuțite. Suprafața preparată va fi uşor convexă spre marginea incizală, cât şi pe suprafețele proximale spre aria de contact. în cazul unor suprafețe proximale necolorate şi intacte prepara ția va respecta suprafața de contact. Reducerea marginii incizale va fi de cel puțin 1,5-2 mm nedepăşind, pe cât posibil, limita joncțiunii amelo-dentinare. Prepara ția se va prelungi şi pe fața palatinală pentru a proteja marginea fațetei şi a preveni efectul de pană ce ar putea apare în cursul mişcării de propulsie (fig. 7.12).

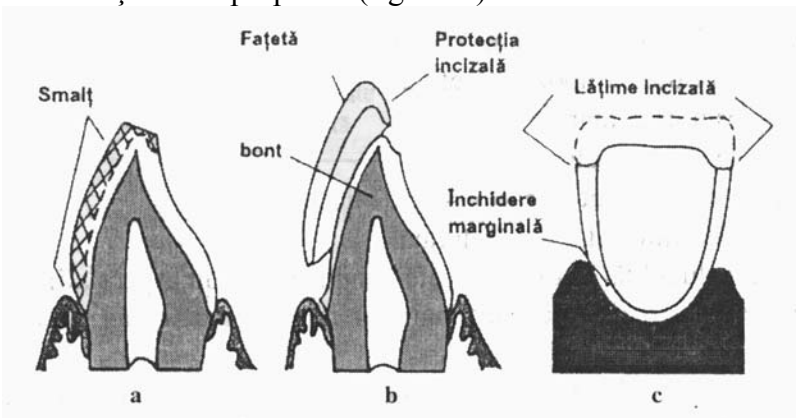


Fig. 7.12. Reprezentare schematică a tehnicii de fațetare: a. dimensiunea inițiala; b. aspectul după preparare; c. conservarea dimensiunii mezio-distale inițiale

La periferia prepara ției - gingival, proximal şi palatinal - pragul va fi bine reprezentat şi va fi rotunjit - chanfrein. Adâcimea de preparare va fi cuprinsă între 0,3 - 0,7 mm, m funcție de gradul de discromie şi poziția dintelui, iar granulația frezelor diamantate utilizate va fi cuprinsă între 70 şi 100 *[im.* Nu este necesară o finisare ulterioară etapei de preparare.

Amprentarea se face conform uneia din tehnicile uzuale din protezarea fixă (amprentă de corecție- washtechnique). Se utilizează elastomeri de sinteză m două consistențe (în special siliconi cu reacție de adiție sau polieteri).

După amprentare se va realiza o fațetă provizorie prin adaptarea unei fațete prefabricate de policarbonat, fixarea acesteia realizându-se cu un **ciment provizoriu fără eugenol.**

Confecționarea fațetei se poate face dintr-o multitudine de **RDC** destinate tehnicilor de restaurare indirectâ, dar şi din **polisticle** sau **ceromeri.**

Adaptarea de finețe a fațetei ceramice poate fi obținută prin evidențierea şi eliminarea prin şlefuire atentă a unor zone de contact de la interfață. Evidențierea ariilor de contact se face cu ajutorul spray-ului sau a unei pulberi de contact (de ex. stearat de zinc) care se aplică pe suprafața preparată a bontului, peste care se presează uşor cu degetele şi se roteşte fm fațeta.

Punctele colorate care apar pe suprafața interna a fațetei se vor elimina prin şlefuire, obținându-se suprafață cât mai mare de contact intirn între srnalț şi cerarnică.

După izolarea bonturilor, de preferat cu digâ, se gravează suprafața amelarâ cu acid ortofosforic, după care se spală şi se usucă. Zonele de dentină descoperite se acoperă cu un adeziv dentinar. Pentm fixarea adezivă se pot utiliza cimenturi cu mecanisme duble de inițiere sau un ciment compozit cu inițiere chimică. Aplicarea cimentului se facc în strat subțire, lar aplicarea fațetei se face sub presiuni digitale rotative. **Presiunea manuală se face cel puțin 1 minut.** Aplicarea sursei luminoase se începe dinspre palatinal. în acest mod reacția de polimerizare va fi declanşată de la nivel amelar, iar **în urma contracției de polimerizare fațeta va fi atrasă înspre suprafața de smalț preparată.** Fotopolimerizarea durează câte 1 minut pehtru fiecare parte (din cele 3 direcții).

In final se va elimina excesul de ciment cu ajutorul unor instrumente diamantate fîne, se verifîcâ ocluzia şi se trece la manopera de fmisare şi lustruire (cu gume, discuri şi pastâ).

Dezavantajele fațetelor de compozit

•Printre inconvenientele cele mai des incriminate se numără modificările cromatice, atât la marginca gingivală, cât şi m restul zonei de închidere marginalâ.

• Uneori apar chiar şi modificări cromatice ale fațetei însâşi.

• Există şi posibilitatea deslipirii fațetelor, care se petrece de cele mai multe ori atunci când preparația constă m mai mult de 50% suprafețe de dentină.

•Fracturile la nivelul marginii incizale sunt alte inconveniente ce pot apare.

7.2.2. COROANE PARȚIALE

- **Coroanele parțiale** sunt proteze unidentare care pot fi utilizate ca atare sau ca elemente de agregare (mai ales meziale) în restaurarea edentațiilor reduse. Principalele caracteristici ale coroanelor partiale sunt:
  - păstrează o bună parte din particularitâțile estetice ale dintelui natural;
  - nu necesită preparații intempestive;
  - permit verificarea ulterioară a vitalității dintelui;
  - limitele marginale ale coroanei sunt plasate m zone de autocurâțire;
  - preparația marginală (supragingivalâ) se face sub control direct (vizibil).

7.2.2.1. GENERALITATI

Coroanele parțiale sunt restaurâri unidentare tumate din aliaje metalice sau din mas« ceramice care acoperă două sau mai multe fețe ale dintelui, lăsând liberă cel puțin una dintre ele (de obicei fața vestibulară). Agregarea lor fiind mai mult extratisulară, ele au fost cunoscute în trecut şi sub numele de onlay-uri.

în funcţie de număml feţelor coronare acoperite se disting multiple variante, cele mai cunoscute fiind **coroanck** 3/4 **la dinţii frontali** şi 4/5 **la dinţii laterali.** Exprimarea sub formă de proporţii reflectă numărul de feţe acoperite din cele existente.

In ordinea frecvenţei, coroana parţialâ se indică pe **canin, premolar şi incisivul central superior.** Se pot aplica şi pe molari dacâ este cazul; de exemplu, pe unii molari mandibulari oralizaţi (când se şlefuieşte faţa vestibulară şi nu cea orală, greu accesibilâ dm cauza Imgualizârii exagerate) sau pe unii molari maxilari (atunci când se pretind rezolvâri estetice deosebite).

După numârul suprafeţelor coronare acoperite diferenţiem urmâtoarele tipuri de coroane parţiale:

1. Coroanele parţiale 1/2; sunt specifice zonei frontale acoperind suprafaţa orală pânâ la nivelul marginii incizalc şi jumătate din suprafeţele proximale;

2. Coroanele parţiale 3/4; acoperâ m totalitate suprafeţele proximale ale dinţilor laterali, suprafaţa orală şi suprafaţa ocluzală pânâ la nivelul cuspizilor vestibulari. Suprafaţa vestibulară integră rămâne complet vizibilă;

3. Coroanele parţiale 4/5; sunt specifice pentru dinţii laterali acoperind m plus faţă de coroana parţială 3/4 şi marginea ocluzală a suprafeţei vestibulare. Au un pronunţat caracter retentiv; ;

4. Coroanele parţiale 7/8; sunt indicate la molarii superiori, acoperind toate suprafeţele, în afară de jumâtatea mezială a suprafeţei vestibulare care constituie porţiunea fizionomică a restaurării.

Suprafeţele şlefuite sunt acoperite de restaurarea care formează un semicilindru şi se sprijină pe un prag semicircular. Ca **mijloace de retenţie** sunt menţionate **şanţurile şi puţurile parapulpare** în care pătmnd **nervurile** respectiv **pinurile** coroanei parţiale.

Ideea utilizârii coroanelor parţiale este aceea de a păstra **„placajul natural"** al dintelui. Pomind de la această idee nu este incorectă includerea m cadml coroanelor parţiale a demodatelor **coroane fenestrate** (Belkin sau Basket crown).

In comparaţie cu coroanele de înveliş totale, coroanele parţiale prezintă următoarele avantaje:

- Conservarea ţesuturilor dentare printr-o preparare mai economicoasă.

- Păstrarea aspectului **estetic** conferit de culoarea, forma şi transluciditatea smalţului suprafeţei vestibulare libere.

- Marginile coroanei parţiale, m mare parte se găsesc în **zone accesibile** ceea ce permite finisarea lor de către medic şi igienizarea de către pacient.

- Cea mai mare parte a marginilor coroanei parţiale **nu** se găsesc **în vecinătatea imediată a şanţului gingival,** reducându-se astfel riscul iritaţiilor parodontale.

- Adaptarea pe bont, în cursul fixării, se face cu mai multă uşurinţâ, deoarece nu apare efectul hidraulic ca la coroana totală.

- Controlul adaptârii se poate face prin inspecţie la nivelul marginilor vizibile.

- Se poate **testa vitalitatea** pulpei, faţa vestibulară rămânând accesibilă. Avantajele menţionate indică **coroana parţialâ ca o alternativă a coroanei totale m**

situaţiile clinice ce pot evita acoperirea totalâ şi nu pretind o prea mare retenţie şi rezistenţă mecanică.

7.2.2.2. AVANTAJE INDICAȚII ŞI CONTRAINDICAȚII

Indicațiile şi avantajele care pledează pentru o astfel de restaurare protetică parțială se pot sistematiza după cum urmează: :

- prin menținerea suprafeței vestibulare se obține un efect **iizionomic** deosebit, dublat de **pâstrarea vitalitâții pulpare;**

- sacrificiul de țesut dur dentar este mai **redus** comparativ cu o coroană de înveliş sau cu o incrustațic tip **MOD,** care presupune o adâncime ocluzalâ considerabilâ;

- creşterea rezistenței la fractură a dintelui prin **protejarea** metalicâ a **țesuturilor dentare restante** (foarte important în cazul unor distmcții coronare);

- cu ajutorul coroanelor parțiale se pot uşor reconstitui (ca şi m cazul coroanelor de înveliş) **contactek ocluzale şi proximale;**

- inserarea se face uşor şi clar m poziția corectâ datoritâ nervurilor, a pinurilor şi a pragurilor cervicale;

- datoritâ retenției optime (fig. 7.13.) şi a poziției de inserarc fbartc binc definitâ mdicațiile coroanei partiale se extmd ca **element de agregare în edentații reduse sau ca ancorâ m protezarea mobilizabilă.**

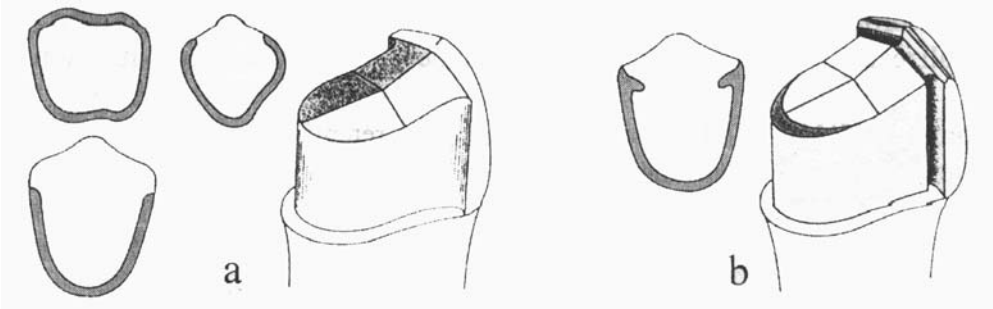


Fig. 7,13. Retenția unei coroane parțiale este direct proporționalâ cu gradul de încercuire axială a preparației -a) maximul fiirid atins de coroanele de înveliş. b) Reten(ia poate fi crescutâ prin realizarea de şanțuri pe suprafețele laterale şi pe supratata ocluzala.

- coroana parțială se aflâ în **contact limitat cu marginea gingivalâ,** micşorându-se prin aceasta riscul iritației parodontale;

- prin solidarizarea mai multor coroane parțiale se realizează **sisteme de contenție** pentru imobilizarea dinților în boala parodontală;

Contraindicațiile se referă la următoarele situații:

- dacâ există un **indice de carie** mare şi/sau **igienă** necorespunzătoare;

- coroane cu **dimensiuni cervico-ocluzale reduse,** care periclitează retentivitatea coroanei, distrucții coronare importante; nu pe canini maxilari cu pante incizale lungi, cu fețe meziale şi distale scurte, care nu oferă suprafață suficientă pentru crearea şanțurilor;

- dinți devitalizați, cu **modifîcarea cromaticii,** dinți cu distrofii, displazii de smalț,. modificări de culoare sau cu alte defecte vizibile pe fața vestibulară;

- element de ancorare m zona cu solicitare ocluzală importantă sau în cadrul unor **punți extinse;**

- condiții tehnico-materiale necorespunzătoare;

- în toate situațiile când prevalează factorul fizionomic, având în vedere câ **vizibilitatea marginilor metalice** ale coroanei parțiale nu poate fi evitată în totalitate;

- când **nu** se poate realiza un **paralelism** între axul de inserție al coroanei parțiale şi ceilalți stâlpi ai unei proteze parțiale fixe;

- volumul mai mare al camerei pulpare, în special **la tineri,** contraindică utilizarea coroanei parțiale, deoarece crearea m adâncime a şanțurilor poate să pericliteze vitalitatea pulpară;

- tipul ocluziei reprezintă un factor important, putând sâ ducâ, în cazuri nefavorabile, la **descimentarea coroanei parțiale.** In astfel de situații este indicat să se mărească adâncimea şanțurilor şi sâ se reacopere marginile incizale şi ocluzale ale dinților cu metal,, renunțându-se parțial la aspectul fizionomic.

7.2.2.3. TIPURI DE COROANE PARȚIALE

Forma conceptivă a coroan^lor parțiale a evoluat de la simpla coroană fenestratâ pânâ la formele foarte precise, actuale (tumate) care presupun prepararea unor şanțun wluzale respectiv a unor puțuri parapulpare şi a unui praş circular *QWC* constituie mijloacele principale de retenție coronară.

Coroana fenestrată, fig. 7.14, reprezintă un hibrid capă/coroană decupată vestibular care se inseră pestc coroana dentară nepreparată în zona cervicală sub forma unui prag semicircular. Nu se mai realizează azi, deoarece nu mai corespunde din punct de vedere funcțional cerințelor actuale.

Coroana CARMICHAEL, fîg. 7.15^ prezintâ o retentivitate redusă fiind contraindicată ca element de agregare m cadrul unei punți. Nu există o preparație cervicalâ sub formâ de prag circular şi nici şanțuri parapulpare.

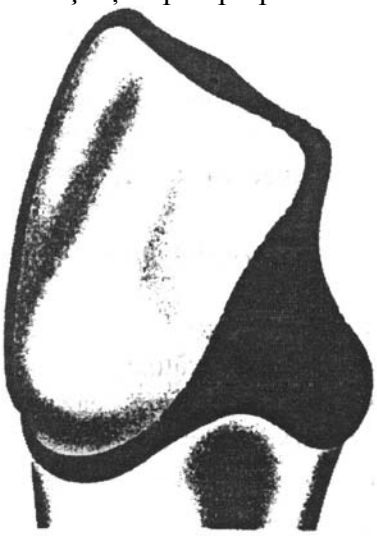


Fig. 7.14. Coroana fenestratâ este o capâ decupata pe fața vestibularâ. Prezintâ cea mai simplâ formă de retenție, Riscu apariției cariilor este foarte mare (63).

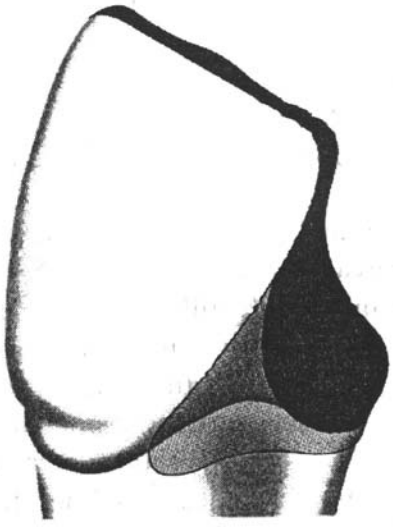


Fig. 7.15. Coroana parțială tip Carmichael. este o coroană turnata. Retenția ei redusâ se bazează exclusiv pe încercuirea bontului. Coroana cu pinteni a lui Vest (haşuratâ pe schemâ) seamânâ cu cea a lui Carmichael: are doi pinteni orientați spre radacinâ (63).

Coroana preconizată de Carmichael' este o coroană parțială *VA* turnată, fară retenții (șanțuri, puțuri, trepte) şi prag. Retenția se realizează prin efectul de cuprindere laterală a preparației. Necesită cea mai redusă preparație, de aceea are şi o retenție mai slabă, motiv pentru care se foloseşte mai rar ca element de agregare. Coroanele parțiale satisfac avantajele unei obturații întinse pe mai multe suprafețe, reducându-se pericolul de fracturare a țesuturilor coronare restante.

Coroana lui Vest - seamănă mult cu cea a lui Carmichael, prezentând m plus două prelungiri (gheare) înspre zona retentivă de sub colet. Preparația nu presupune existența unui prag circular şi nici şanțuri parapulpare.

Coroane parțiale cu şanțuri, puțuri, trepte (umăr) de retenție

Acest gen de coroane parțiale prezintă cel mai bun mecanism de retenție., rezistență şi stabilitate proprie (fig. 7.16). Posedâ un sistem de retenție distinct față de suprafețele preparației, cu rol de mențmefe $i spnjin.

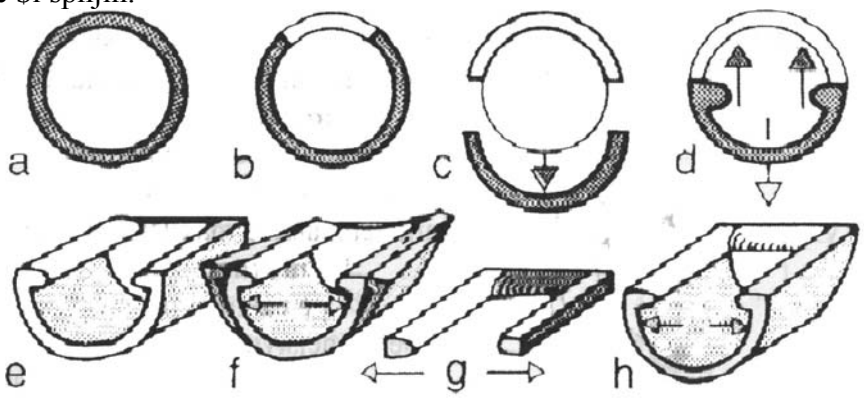


Fig. 7 16 Rczistenp mecanica a coroanelor parțiale; a. coroana siib forma de inel închis; b. cuprindere partiala cu rctcnție mecanica: c. scmiinel fâra retenție mecanica; d. retenție asigurata prin puțuri (șanțiiri) proximale; e- şi t'. retontic asiguratS prin îndoirca marginilor coroanei; g- principiul dc rctențic prin şanțuri şi trepte utilizat la coroanele parțiale tblosite ca filemente de agregare ; h. principiul mecanic al coroanelor parțiale (82).

Şanțurile, puțurile şi treptele stau la baza majorității coroanelor partiale moderne. Dintre acestea menționăm **coroana preconizată de Rank** prevâzutâ cu două şanțuri axiale şi puțuri parapulpare şi **coroana lui Brekhus** care are şanțun axiale parapulpare unite pe suprafața ocluzalâ CU un şanț ocluzal şi prag circular cervical. Coroana lui Brekhus derivă din coroana jacket. Pragul este parțial circular (treaptă) şi se face pe fața orală şi fețele proximale, astfel încât să nu fie decelabil dinspre vestibular. Se obține astfel un bont partial cilindric, la care preparația marginalâ (supragingivală) urmăreşte conturul coletului, respectiv al festonului gingival dc pc suprafețele respective, obținându-se astfel stabilitatea coroanei în sens orizontal.

Realizarea unor astfel de coroane constituie o provocare pentru orice tehnician, la fel cum prepararea bontului nu este la îndemâna oricărui medic stomatolog. Machetarea se face exclusiv pe bonturi mobile (duplicate) din masă de ambalat de mare precizie. 0 coroană parțială corect realizată nu are voie să „joace" pe bontul dentar, ea trebuie să fie retentivă fară a întâmpina însâ o rezistență la inserare.

Coroana parțialâ cu crampoane (Pinledge)

În afară de şanțuri, coroanele parțiale pot prezenta drept mijloace suplimentare de retenție **crampoane parapulpare,** agregate m puțuri forate m dentină. Această coroană este denumită m literatura de specialitate **„pinledge"** spre deosebire de **„pinlay",** care este o incrustație (inlay)

' John P. Carmichael (1856-1946) dentist din Milwaukee- USA

cu crampoane. Efectuarea **„ledge"-urilor,** adică a treptelor oferă sprijin restaurării față de presiunile masticatorii. Treptele se şlefuiesc m unghi drept, perpendicular pe axul dintelui şi ținând cont de axul de inserție al restaurârii. Treptele trebuie să țină cont de mărimea camerei pulpare, de înălțimea şi grosimea dintelui, de relațiile de ocluzie. **Pinledge-urile** se pot utiliza şi ca elemente de agregare mai ales pe canin şi incisivul ccntral la maxilar şi mai rar la mandibulă pe incisivi şi canini (datorită gabaritului mai redus al incisivilor inferiori).

Puțurile (pinhole), sunt efectuate pentru a recepta crampoanele, de obicei în număr de trei pentru ca să fbrmeze un tripod, destinat să reziste deplasării, desprinderii sau rotației microprotezei (fig. 7.17). Pinurile au de obicei diametm de 0,7-0,8 mm şi o înălțime de 2,50 mm.

Gradul de retenție depinde de numărul crampoanelor, diametrul şi profunzimea puțurilor dentinare. De obicei se folosesc trei crampoane, două incizale şi unul la cingulum, circumscriind un tnunghi: stabilitatea este coinpletată de două trepte^ una în treimea incizalâ, alta la yingulum.

Indicații:

a) Pinledge-urile pot fi utilizate ca elemente de agregare m punți frontale, reduse ca întindere, atât la maxilar, cât şi la mandibulă.

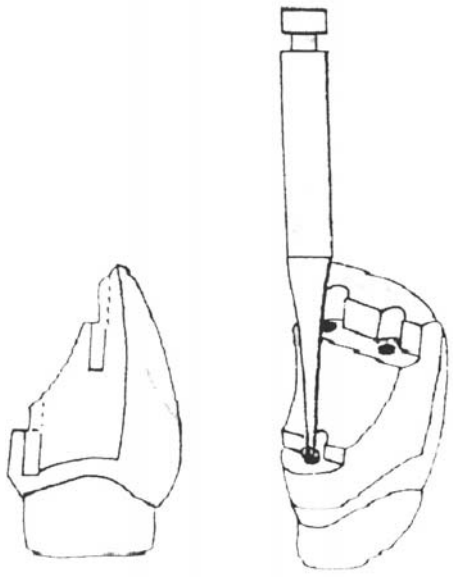


Fig. 7.17. Pinledge-treptele şi puțunle în care pâtrund crampoanele cu gabarit corespunzâtor (schemâ după Le Huche)

La maxilar:

- pe canin şi incisivul central, atunci când lipseşte incisivul lateral;
- pe incisivul central şi caninul din partea opusă, pentru înlocuirea unui central şi lateral;
- pe canmn maxilan cu versante mezio— şi disto—incizale bine expnmate, unde pmkdgc— ul cu crampoane rezistente are de multe ori o retenție mai bună decât o coroană mixtă. **La mandibulă:**
- dacâ stâlpii sunt indemni la carie, pinledge-urile formează elemente de agregare de elecție atunci când trebuie înlocuiți doi incisivi centrali sau un incisiv lateral.

b) Coroanele parțiale agregate prin crampoane, solidarizate între ele, pot constitui sisteme de contenție în tratamentul bolii parodontale, cu dinți mobili, îndeosebi atunci când se aplică pe gmpul dinților frontali maxilari sau mandibulari.

c) Reconturate morfologic pe fețele orale ale caninilor sau incisivilor, pinledge-urile pot oferi sprijin şi ancorare protezelor partiale mobilizabile

în urma şlefuirii spre proximal rezultă o creastă m formă de daltă care trebuie netezitâ, iar marginea incizală şi unghiurile se bizotează uşor, sau mai accentuat spre oral, când puțurile se plasează la acest nivel.

Variante ale pinledge-ului. Preparația descrisă anterior înfățişează metoda clasică. Există mai multe posibilități de realizare a pinledge-ului, între care şi variante care combină retențiile prin şanțuri cu puțuri. Pot fi reținute următoarele posibilități:

• dacă una din fețele proximale este liberă (fară dinte adiacent) se poate înlocui, la nivelul respectiv, cramponul cu un şanț. Este aşa-numita **preparație mixtă,** rezultând **un pinledge cu două crampoane şi cu un şanț.**

•se poate suprima puțul din cingulum şi înlocui prin două şanțuri proximale reunite printr-unul transversal.

Statica ancorării cu mijloace suplimentare

Coroanele parțiale fară mijloace suplimentare de retenție nu prezintă o stabilitate prea mare la forțele transversale şi ocluzale, de aceea, la ora actualâ aproape că nu se mai executâ coroanc parțiale fără mijloace suplimcntare de retenție.

Retenția împotriva forțelor de desprindere ocluzale

Retenția ideală valabilă şi m cazul coroanelor de înveliş este asigurată de o preparație paralelâ a pereților axiali, care determină o fricțmne maximă. Pe lângă faptul că este foarte greu de realizat, în cazul coroanei de înveliş, preparația sub formâ de bont cilindric determinâ apariția **fenomenului de piston.** Astfel cimentul şi chiar aerul poate rămâne blocat între suprafața bontului şi intcrioml coroanei, aceasta neadaptându-se în zona cervicalâ. Acest **efect de piston** dispare la coroana parțială, astfel încât este de dont realizarea unei preparații circulare cât mai paralele. Şanțurile axiale parapulpare măresc suprafața de retenție, iar şanțurile ocluzale asigură o rigidizare a constmcției metalice, împotrivindu-se forțelor care au tendința de desprindere din zona cervico-veştibularâ (fig. 7.18. a).

Creşterea retenției şi a rezistenței la încovoiere se poate obține cu ajutoml crampoanelor parapulpare care sunt orientate paralel cu nervurile ramei metalice. (fig. 7.18. b).

Retenția împotriva fbrtelor de desprindere orientate spre oral este asigurată (ca şi m cazul rezistenței împotriva forțelor de desprindere orientate spre ocluzal) de nervurile proximale şi ocluzale, dar şi de pinurile parapulpare care se opun şi desprinderii prin tracțiune transversalâ în zona cervico—vestibularâ.

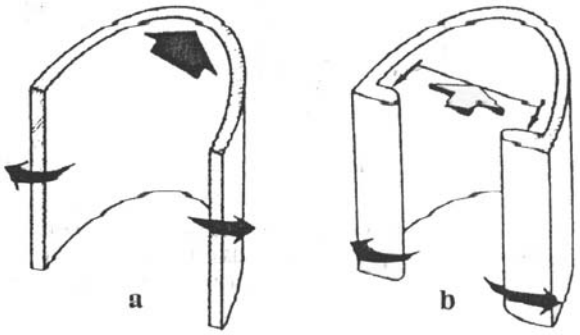


Fig. 7. 18. Reprezentare schematică a principiului de încercuire simplâ care nu asigura o stabilitate suficienta coroanelor parpale la forțele transversale şi ocluzale (a) Prezenta nervurilor nMiale care culisează în şanțurile parapulpare penriitc o înbunatâtiie

Retenția împotriva încovoierii sub acțiunea unor forțe de torsiune în situația
când o coroană parțialâ este utilizată ca element de agregare, se asigurâ doar de prezența unei rame ocluzo-aproximale (fig. 7.19. a) care rigidizează constmcția metalică.

Preparația cervicală circulară oferă mai multc avantajc: îngroşarea marginală a semicilindrului, o sprijinire eficientă sub acțiunea forțelor ocluzale, creşterea rezistenței împotriva forțelor de încovoiere, respectiv o delimitare exactă a preparației m zona cervicală.

Protecția față de forțele masticatorii este, de asemenea, realizată prin preparația tipică descrisă mai sus (prag circular, puțuri parapulpare şi şanțuri axiale şi ocluzale) care asigură coroanei o stabilitate apropiată de cea a unei coroane de înveliş. **„Călcâiul lui Ahile"** îl reprezintă **trecerea de la metal la smalț în zona incizală respectiv vestibulo-ocluzală.** Ambele componente, atât coroana, care are o grosime insuficientă şi este deformabilă datorită ductibilitâții aliajului, cât şi vârful cuspidului sau marginea incizală, sunt periclitate de forțele masticatorii care acționează ca o pană la nivelul interfeței. Este necesară, deci o protecție a marginii incizale (în zona frontalâ) sau a cuspidului vestibular (în zona lateralâ) (fig. 7.20.). **De reținut - statica ancorării coroanelor parțiale;**

• **Retenția împotriva forțelor de desprindere ocluzală**
- pereți axiali paraleli, şanțuri şi puțuri parapulpare;
- forțe mari de frecare datorită inserției paralele;
- prelungirile sub formă de pinteni sunt nefavorabile;

• **Retenție împotriva forțclor de desprindere orale**
- „semicilindrur simplu nu rezistâ;
- şanțurile pe suprafața ocluzală sunt necesare;
- rigidizare împotrivaJncovoierii,

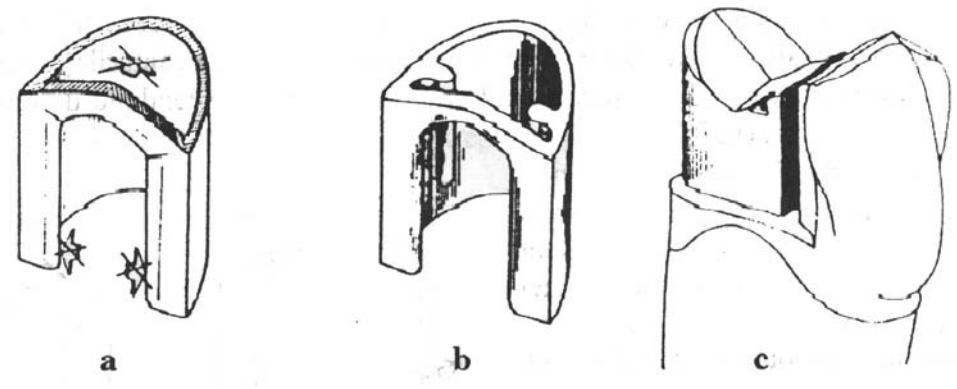


Fig.7.19. Şanțurile axiale sunt unite cu un alt şanț ocluzal care permite realizarea unei "rame metalice", crescând rigiditatea coroanei şi rezistența în zona eervicalâ la forțele transversale de desprindere (a); creşterea rezistenței la încovoiere se obține cuajutorul pinurilor parapulpare (b); prag, ramă şi puțuri (c)

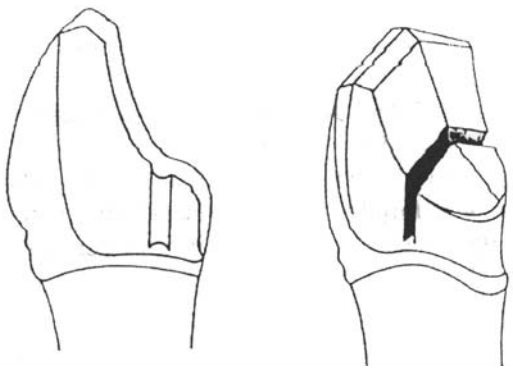


Fig. 7.20. Protecția marginii incizale se face prelungind rama rnetalică şi pe fața vestibularâ până la o distanțâ minimă de 0,5 nim față de marginea incizală, în detrimentul aspectului fizionomic.

• **Retenția împotriva încovoierii**
- ramă de rigidizare;
- prag clrcular, eventual înclinat spre „interior";
- protejarea cu o ramă a cuspizilor vestibulari (marginilor; incizale);
- eventual şanțuri axiale duble;

• **Retenție împotriva torsiunii**
- şanțuri axiale, ocluzale, puțuri parapulpare, prag circular;
- inserție unică - adaptare exactâ pe bont;

• **Rezistență la forțele masticatorii**
- ramă metalică, 0,5 mm, pe fața vestibulară;
- aspect inestetic, rama fiind vizibilă.

7.2.3. COROANE DE ÎNVELIŞ

Metoda de terapie prin acoperire totalâ apelează la **coroana de înveliş** care se agregă la suprafeţele coroanei dentare pc carc o acoperâ în totalitate. Coroanele de înveliş prezinta ponderea cea mai mare atât în rândul protezelor unidentare, cât şi în rândul protezelor parţiale fixe. Realizându-se din **diverse materiale** şi apelând la tehnologii diferite, pot rezulta o multitudine de tipuri: **metalice, nemetalice** (acrilice, compozite, ceramice) şi **mixte.**

Coroanele metalice se pot confecţiona prin **turnare** (cu sau fară grosime dirijată), **ştanţare** (procedeu istoric care se practică azi izolat) şi printr-un **procedeu combinat** (ştanţarea inelului şi tumarea capacului) la **coroanele din două bucăţi.**

Coroanele nemetalice, estetice sau fizionomice din polimeri, materiale compozite sau ceramicâ se realizează prin polimerizare, sinterizare sau frezare (mecanică sau computerizatâ).

Coroanele mixte prezintă o componentă metalicâ (diferite aliaje cu destinaţie specifică protezelor parţiale fixe) şi un **placaj** care poate fi **acrilic., compozit** sau **ceramic.**

Toate coroanele de învdiş se agregă la preparaţia dentară, de care se fixează prin cimentare. Ele se pot agrega şi la stâlpii implantelor de care se pot fixa prin înşurubare sau cimentare.

7.2.3.1. COROANE DE ÎNVELIŞ METALICE

Denumirea de **„coroane de înveliş"** se referâ la faptul că ele **acoperâ în totalitate suprafeţele preparate ale unui bont natural** sau ale unui bont **artificial**^ parte componentă dmtr-un **DCR.** Există însâ o variantă a coroanelor de înveliş care mi respectă principiul dc acoperire totalâ a suprafeţelor dentare. Această variantă este cunoscută sub numele de **coroană ecuatorială.** Ea acoperâ faţa ocluzalâ şi toate feţele axiale până la nivelul ecuatomlui anatomic.

Primele coroane de înveliş metalice au fost preconizate de Claude Mouton (capă de aur-1746) şi de William Newton Morrison (coroana din două bucăţi-1869), fratele mai mare al celui care a lansat tvrul de picior (James Beall Morrison). Coroana originală concepută de W. N. Morrison era alcătmtă dintr-un inel din tablă de aur de care era sudat un capac ocluzal de asemenea ştanţat. In literatura de specialitate aceastâ proteză unidentară oste cunoscută sub denumirea de **„coroană cu capac".** Ulterior piesa ocluzală a fost tumată şi lipită la inel.

Coroana turnată a fost preconizată de către Orton. Ea a apărut la începutul secolului trecut ca urmare a recunoaşterii dezavantajelor majore ce caracterizau coroanele din doua bucâţi:
instabilitate mecanică, lezarea parodonţiului marginal şi rezistenţa ei scăzută atunci când este utilizată ca element de agregare.

Coroana turnată a lui Orton avea următoarele caracteristici: era o proteză unidentară tumatâ dintr-o singură bucată, bontul era prevăzut cu un prag situat mult supragingival, ea fiind confectionată exclusiv şi în totalitate prin metoda indirectâ.

Coroanele turnate actuale se deosebesc de coroana lui Orton prin faptul câ terminaţiile lor cervicale, pot fi plasate şi sub marginea liberă a gingiei. Coroana tumatâ este reprezentantul tipic al coroanelor de înveliş metalice.

Tehnicile modeme de turnare asigurâ o adaptare optimă pe bont şi în zona terminalâ. Suprafețele ocluzale pot fi conformate unei ocluzii funcționale. Dezavantajul ei major constă, ca şi în cazul coroanei din două bucăți, în faptul câ este total lipsitâ de estetică, având astfel indicație doar în zona de sprijin. Un alt dezavantaj îl constituie greutea ei mare, consumul mare de metal (mai ales când se lucrează cu aliaje nobile) în cazul restaurârii unor coroane voluminoase: de exemplu pentm un molar pnm mferior consumul poate depâşi uneori 5 g. Acest inconvenient a fost eliminat pentru prima dată de către Voss, care a realizat **coroane turnate cu grosime dirijată.**

Indicațiile coroanelor de înveliş metalice se pot gmpa m două categorii'

a)în **scop d6 ffifâCere morfofuncțională a uneî coroane dentare afectate** şi m scop profilactic;

b)în scop protetic;

a)Indicații în scop de refacere morfofuncțională şi profilactice;

.- dinți cu distrucții coronare întinse sau cu obturaţh multiple, pentm consolidarea **mecanicâ a acestora'**

- pricând pierderile de substanță dură dentară nu mai pot fi recoîişţituite prin obturații, incmstații sau coroane parțiale;

- pentru prevenirea proceselor de uzură dentară datorită, fricțiunii exercitate de elementele de menținere şi stabilizare a protezelor mobilizabile;

- ca mijloc de prevenție a cariilor secundare, circulare, de colet şi multiple precum şi m bruxism pentru stoparea proceselor de autodistmgere a țesuturilor dure dentare;

- pentru refacerea ariilor de contact când spațiul interdentar este de 2mm (se va confecționa o coroană) sau mai mare de 2mm (când se vor realiza două coroane pe dinți vecini);

- în zonele de sprijin pe stmcturi dure dentare cu rezistență scăzută la boala carioasâ pentru a conferi o anumită protecție mecanică;

- în abrazii patologice, pentm reconstituirea şi consolidarea reliefului ocluzal; :-;

-. în fracmri de cuspizi şi pereți ai dmților dm zona de sprijin;

- în reconstituirea morfologiei dentare în zonele de sprijin pentru refacerea şi mențintereaDVO;

- pentru refacerea reliefului ocluzal şi a planului de ocluzie în terapia disfuncțiilor mandibulare după efectuarea coronoplastiilor.

b)Indicațiile protetice:

- ca elemente de agregare în protezarea fixă;

- ca elemente de ancorare m protezarea mobilizabilă;

- m scop de imobilizare (ca elemente ale şinelor de contenție);

Contraindicațiile coroanelor de înveliş vizează următoarele situații:

- pe dinți *cii* parodonțiul marginal afectat, până la rezolvarea şi/sau finalizarea terapiei parodontale;

- pe dinți cu mobilitate dentară avansată;

- pe dinți cu tratamente endodontice incorecte şi/sau cu patologie periapicalâ;

- m pierderi mari de substanță dură care nu mai oferă retenția necesară acestui tip de restaurări protetice şi nici nu mai pot fi refacuți prin **DCR-uri;**

- pe dinți cu modificăn de poziție peste 30° față de câmpul ocluzal, care sunt supuşi unor solicitări anormale permanente;

- pe dinți cu resorbții alveolare care ating treimea apicală;

- pe dinți izolați fară antagonişti;

dinți foarte scurți, care după preparare nu mai prezintă premize suficiente de retenție la pacienți cu afecțiuni generale care nu suportă şedințe lungi de preparări

7.2.3.1.1. COROANE METALICE TURNATE

Coroanele tumate se pot confecționa atât din aliaje nobile cât şi din aliaje nenobile şi :itan. Dacâ o coroanâ tumată are pereți de grosime inegalâ, ea este cunoscută snb numele de **„coroanâ cu grosime totalâ";** dacâ pereții sunt egal dimensionați, ea este denumită **„coroană cu grosime dirijată".**

Coroana tumată cu grosime totalâ se poate obține prin diferite tehnici de machetare: picurare, răcire gradată, adiție sau ambutisarea unui disc din material }lastic(fig7.21.).

• Coroanele turnate cu grosime totală

Au pereții laterali de dimensiuni mari şi neuniforme, având fețele interioare h contact cu bontul dentar. Intre iuprafetele bontului şi fețele mterne ale îoroanei apare fncțmnea, care—i determinâ o stablltate eficientâ. Variațiile de emperatură SUnt transmise m totalitate bontului, ablația ei făcându-se cu dificultate.

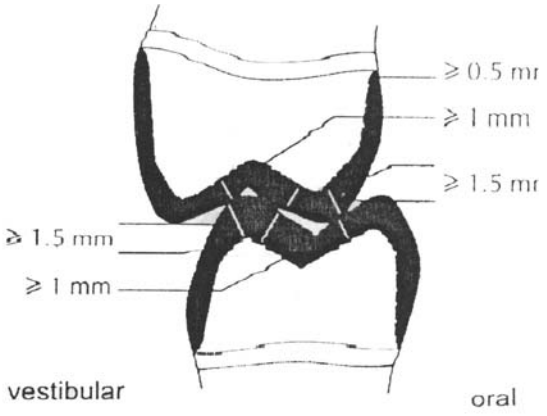


Fig7.21Coroana de învelis metalicâ cu grosime totală: cei doi cuspizp de sprijin au o grosime de l,5mm.iarcuspizii deghidaj Imm.

• Coroanele turnate cu grosime dirijată

Au pereți laterali de dimensiuni egale (aproximativ 3m), contactul cu bontul

•ealizându-se în zona coletului (pe o înâlțime de 2 mm.) şi pe suprafața ocluzală (fig. 7.22.)

Intre suprafața internă a coroanei şi bont există un spațiu care va fi ocupat de cimentul de Fixare, ceea ce diminuează transmiterea bruscă â variațnlor termice din cavitatea bucală. Ablația icestui tip de coroane se face relativ uşor, față de cel cu grosime totală. „

Coroanele cu grosime dirijată consumă o cantitate mai mică de aliaj şi se indică atât ca ^roteze unidentare, cât şi ca elemente de agregare pe dinții din zona de sprijin, mai ales pe înturile cu gabarit cervico-ocluzal mai mare.

Cea mai indicată preparație dentarâ pentru coroanele de înveliş metalice este cea în Aanfrein, cu pereți axiali uşor convergenți spre ocluzal(fig. 7.23.), vezi cap. 12.4.

Modelele cu bonturi mobile se vor deretentiviza prin prepararea unui şanț circular cu o Eieză globulară dedesubtul pragului, dupâ care se trece la machetare. 0 metodă precisă de ^bținere a machetei din ceară este adaptarea pe bont a unei folii termoplastice, fig. 7.24. Bontul nobil se presează peste folia termoplastică încâlzitâ, într-o masâ chitoasă.

După răcire se îndepărtează folia intemă - cu rol de menținător de spațiu - şi se reduce mrginal cu 2 mm. Adaptarea se face cu ceară, după care se defînitivează modelajul ocluzal şi ixial după regulile tehnicii adiției. Rolul foliei inteme este de a compensa contracția foliei termo-plastice, care survine m timpul răcirii. Avantajul metodei constă în faptul că folia termoplastică rigidizează macheta, care, nearrnatâ se poate deforma relativ uşor. De asemenea

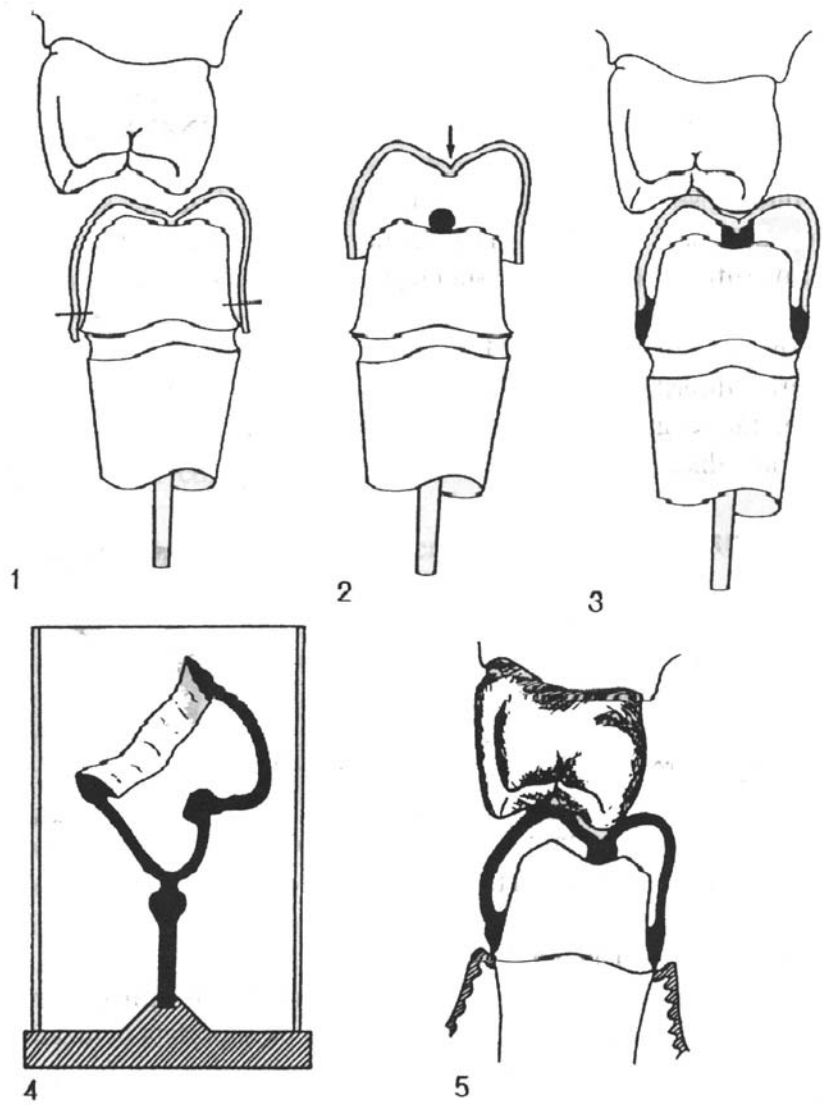


Fig. 7.22. Reprezentare schematicâ a etapelor de realizare a unei coroane turnate cu grosime dirijata prin adaptarea unei machete prefabricate: 1. adaptarea şi scurtarca marginilor; 2. fixarea stopului oclu-zal; 3. adaptarea marginala intimâ pe aproximativ 1/3 din bont; 4. macheta ambalată; 5. datoritâ grosimii ocluzale reduse nu se indică adaptări şi/sau retuşuri ale stopurilor după tumare;

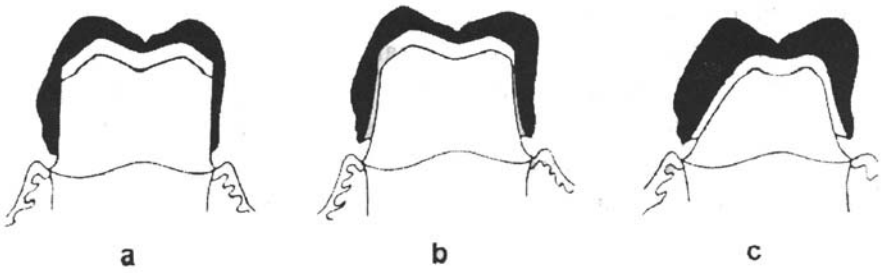


Fig. 7.23. Prepararea bonturilor în zona de sprijin în vederea acoperirii cu coroane de înveliş metalice turnate (schemă): a-terminația cervicalâ în chanfrein şi pereții axiali paraleli asigură o fricțiune şi retenție maximă, însă provoacâ fenomene de piston; b-pereți axiali uşor convergenți spre ocluzal; c-preparația conicâ este defavorabilâ pentru stabilitatea şi retenția coroanei;

grosimea foliei asigură viitoarei coroane tumate o grosime minimă necesară realizării unei bune rezistenţe mecanice.

După tumarea machetei, aceasta se dezambalează, se secţio-neazâ tija (tijele) de turnare, se sablează, finisează şi lustruieşte. Coroana se dezinfectează, apol i se verifică adaptarea (în cele trei sfere: cervicală, ocluzală şi proximală) pe bont. Retentivitatea restaurării turnate pe bont trebuie sâ fie asiguratâ prin fricţlune şi doar completată prin cimentul de fixare. Imposibilitatea mserăm complete a coroanei pe bont se poate datora inexactităţilor preparaţiei, surplusurilor metalice din mteriorul coroanei, contactului cu convexităţile feţelor meziale şi/sau distale ale dinţilor vecini. Decelarea zonelor (din interiorul coroanei) care interferează prematur cu. bontul se facea prin înnegrire cu negru de fum sau prin marcare cu creioane speciale a interiorului protezei. Azi de cele mai multe ori se recurge lâ produşi pe bază de siliconi (de exemplu Fit-Checker GC).

Verificarea adaptării axiale a coroanei vizează modul m care are loc închiderea margmalâ m zona cervicală. Dacă pi'eparaţia este eu prag nu se admit discrepanţe marginale decelabile macroscopic între limitele preparaţiei şi proteza unidentară. în preparaţiile tangenţiale, coroana nu trebuie să pâtmndă excesiv în şanţul gingival (ischemia marginii gingivale), dar nici să fie prea scurtă lăsând denudate suprafeţele dentare preparate. Adaptarea axială nu poate fi verificată exact nici cu sonda şi nici prin radiografie. Sonda descoperă doar inexactitâţile grosiere. Singura posibilitate reală de a inspecta corect adaptarea marginalâ este cea realizată pe dintele extras.Un astfel de studiu a fost realizat de către Diisterhus (37) pe 100 de dinţi. Autorul a demonstrat că bonturile cu limite clare ale preparaţiilor cervicale au prezentat o adaptare marginală net superioară faţă de cele preparate tangenţial (fig. 7.25).

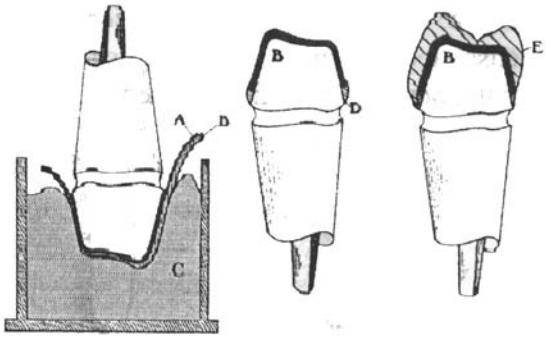


Fig. 7.24. Telinica simplft da maolietaro a unsi coroane de inveliş turnate, cu obţinerea unui spaţiu între bont şi machetă; A) Iblie calibratâ din polietilenă; B) cearâ adaptată prin termo-tbrmare pe bontul mobil; C) bontul cu t'olia şi ceara se presează într-iin elastomer *de.* consistenţS cliitoasă (FORMKITT); D) după îndepărtarea f'oliei (eu rol de menţinător de spaţiu), macheta se adaptează marginal pe bont; E) ulterior se modelează suprafeţele axiale şi ocluzala

Dusterhus mai trage două concluzii şocante:

1.Precizia la nivel de 30-50 ^m dintre coroană şi bont nu este realistă. Circumferinţa intemâ a coroanei este cu 0,7-1,3 mm. mai mare decât circumferinţa extemă a bontului.

2.în 18% din cazuri se observă o depâşire a zonei preparate pentru tipul de preparaţie tangenţialâ, în timp ce la preparaţiile cu prag în 9% dm cazuri coroana nu acoperă în totalitate bontul.

Azi, mai ales m ţările Comunităţii Europene nu se mai iau în calcul erorile datorate condiţiilor improprii de lucru. Iluminarea câmpului de lucru, aspirarea, instrumentarul rotativ

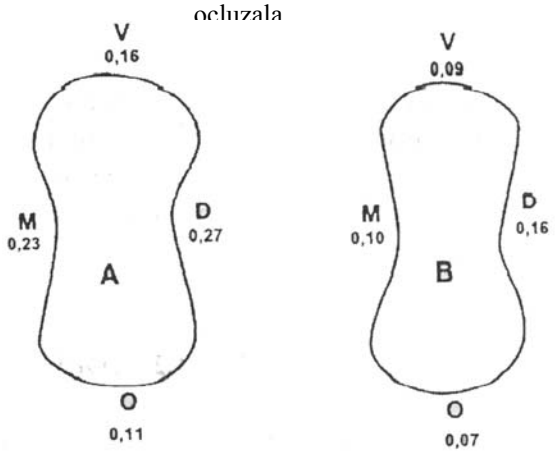


Fig. 7.25. Valoarea în mm a dehiscenţei cervical în funcţie de preparaţie: A) tangenţială, B) în chanfrein

corespunzător, poziționarea pacientului şi postura de lucru a medicului au devenit condiții normale.

Cauzele ratării unei coroane metalice tumate trebuiesc căutate în altă parte. Deficiențele de compoziție, respectiv cele privind proprietâțile fizico-chimice ale materialului, cât şi o serie de erori tehnologice nu pot fi ehminate doar de cătrc medic. Valoarea medie a exactitâții adaptării dintre bont şi coroanâ, cifrată la 95 (rim trebuie considerată acceptabilă, iar cea de 50 ^im foarte bunâ.

Defîcienţele în **adaptarea marginalâ** pot apare şi datorită greşelior de modelaj în laborator.

Macheta nu trebuie sâ prezinte o adaptare marginală pcrfcctă m zona marginală (Fig. 7. 26. a) deoarece în urma prelucrării şi finisârii poate rezulta o treaptă pozitivâ. Probabil că acesta ar fî motivul pentru care mulți proteticieni renumiți în gândirea profllacticâ au renunțat la prepârâțiile cu prag în favoarea celor tangențiale. Numai câ toemai la acest gen de preparație se pot decela (chiar după fînisarea coroanelor tumate), zone preparate descoperite. Pentm a compensa acest neajuns, după finisarea machetei , aceasta se îngroaşă intenționat m zona marginalâ, pentru a avea de unde reduce prin prelucrare şi fmisare (fig.7.26.b).

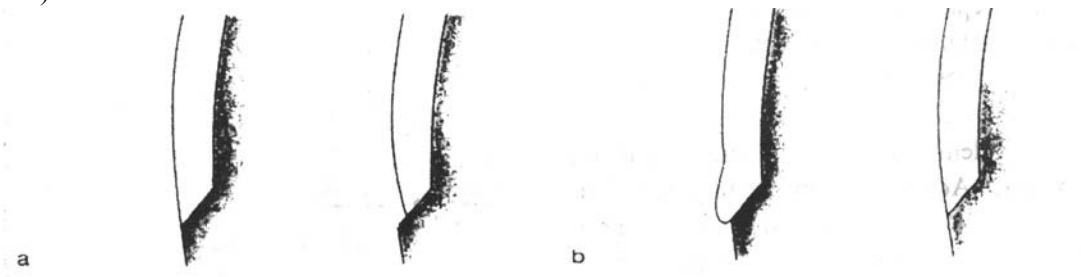


Fig. 7.26. - Modelarea machctci din ceară a unei coroane turnate în zona marginalâ: a-modelare definitivâ a marginii (stânga), care în unna prclucrârii şi finisSrii poatc dctcrmina formarea unci treptc pozitive (dreapta); b^modelarea inargiiialâ în exces (stâllga) CU o adaptare marginala exactâ după prelucrare şi finisare (dreapta).

Verificarea **adaptărîi axiale** urmăreşte ca restaurarea să nu fie prea largă şi să refacă corect ariile de contact cu dinții vecini. Designul suprafețelor proximale trebuie să țină cont de vârsta pacientului. La tineri, papilelor interdentare voluminoase trebuie să le corespundă ambrazuri corespunzătoare. La vârstnici sau la pacienți la care papilele au dispărut prin tratamente parodontale repetate, spațiul interproximal nu va fi închis prin supraconturare, ci dimpotrivă, se pot realiza chiar uşoare subconturări ce permit accesul periuțelor interdentare.

La nivel **ocluzal** coroana va restabili corect stopurile ocluzale fară prematurități şi interferențe.

7.2.3.1.2. COROANE DIN DOUÂ BUCAȚI

Cunoscute şi sub numele de **coroane din inel şi capac,** se confecționează din aliaje nobile: inelul din bandă de 916%o (22 K) cu o grosime de 0,25-0,30 mm, iar capacul din aliaj de 833%o. Adaptarea inelului la colet şi m contact cu dinții vecini se face de către medic cu cleşti speciali (în spinare de măgar) care permit obținerea unor evazări şi convexități ale inelului moale. Capacul se toamă m laborator, amprentarea facându-se prin metoda directă sau indirectă. Ulterior cele două elemente componente se solidarizează între ele.

Coroanele din două bucăți au fost folosite foartc dcs în trecut pentm precizia de adaptare a inelului la colet şi exactitatea reliefului ocluzal. în prezent coroana cu grosime dirijată a preluat toate indicațiile coroanei din două bucâți, aceasta devenind de domeniul istoriei.

7.2.3.1.3. COROANE ŞTANȚATE

Coroana ştanțată este o restaurare protetică umdentarâ care poate fi utilizatâ şi ca element de agregare; obținutâ prin ambutisare din **tablâ de 0,20-0,25 mm,** a avut o penoadâ de glone până la perfecționarea tehnicilor de tumare, deoarece se obținea printr-o tehnologie simplă şi cu un consum mic de material. Se poate confecționa atât din oțel inoxidabil tip Wiplă, dar şi din aliaje nobile. în țara noastrâ se mai confecționează sporadic şi în prezent.

Prepararea bontului se face în linii mari ca şi la coroana tumatâ. Şlefuirea reducțională este mai redusâ şi fără prag, coroana fiind adaptată în şanțul gingival. Şlcfuirea reducțională a suprafeței ocluzale se limitează la 1-1,5 mm. Suprafețele proximale în treimea gingivală se vor prepara ca regulă generală paralele (cap 12.4.).

Cele mai mari **dezavantaje** sunt legate de imperfecțiunile adaptării m zona terminală a bontului şi de raporturile ce se stabilesc cu parodonțiul de înveliş. In plus metoda ştanțării nu permite redarea contumrilor naturalc alc dintclui şi nici refacerea morfologiei ocluzale. Rezistența structurală a suprafeței ocluzale este redusă.

In comparație cu coroanele tumate, coroana ştanțată prezmtă unele **avantaje;**

- preț de cost scăzut;
- posibilitate de executare în laboratoare cu dotare mmimâ;
- execuția simplă;
- toleranța mare la imperfecțiunile de preparare a bonturilor;

în indicarea coroanelor ştanțate se vor pune în balanță dezavantajele şi avantajele. Când m protezarea fixă se mai foloseşte Wipla, elementul de agregare nu poate fî confecționat de regulă decât prin ştanțare.

Coroanele ştanțate se îndepârtează uşor de pe bonturi.

7.2.3.2. COROANE DE ÎNVELIŞ NEMETALICE

Coroanele de înveliş nemetalice, cunoscute şi sub numele de **coroane estetice şi/sau fizionomice** sunt realizate din **mase ceramice, polimeri şi râşini compozite.**

Din punct de vedere istoric, primele variante tehnologice apărute au fost cele ceramice, reprezentate de către **coroana jacket ceramică arsă pe folie de platină.** Acest gen de restaurare a pierdut teren, la ora actuală ea fiind înlocuită de **coroanele integral ceramice** realizabile prin sisteme aditive sau substitutive.

Dezvoltarea chimiei, mai ales în ultima parte a perioadei interbelice, s-a axat şi pe obținerea unor compuşi macromoleculari sintetici. Polimetacrilatul de metil a marcat debutul polimerilor m stomatologie (1937). Primele produse apărute între 1935-1937 (Paladon, Hekodent, Hekolith, Neohecodent) au fost utilizate atât pentru confecționarea bazelor protezelor, cât şi pentm realizarea dinților artificiali şi a **coroanelor de înveliş.**

Răşinile acrilice, considerate iniţial un mare succes, au început să-şi dezvăluie defectele: contracţie mare la polimerizarea, rezistenţă slabă la uzurâ, absorbţie crescută de apă, insuficienţe

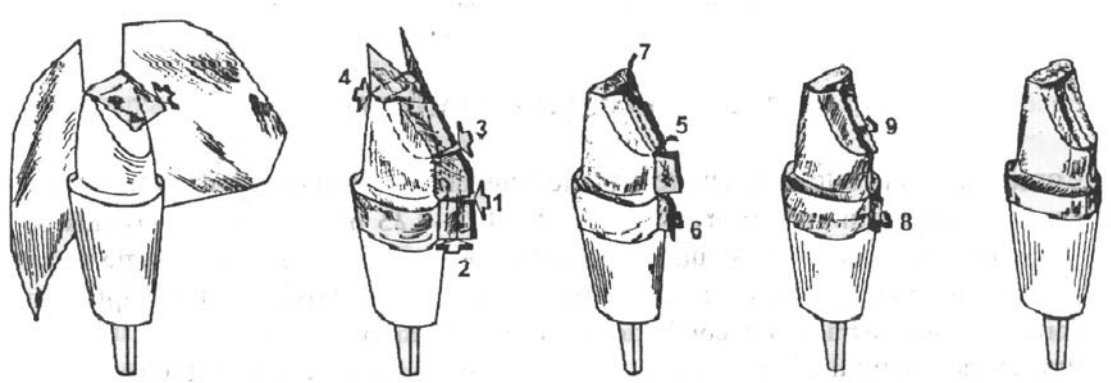


Fig. 7.27. Etapclc dc adaptare a folici dc platinâ pc bontul mobil.

cromatice m timp. Introducerea unor cantităţi mici de **monomeri polifuncţionali** a dus la apariţia **PMMD** cu polimerizare reticulată şi proprietă|;i ceva mai bune.

Prin 1962 graţie cercetărilor lui Bowen, au fost lansate primele **RDC** folosite iniţial doar în cabmctc. L-itroduccrca fotoiniţicrii ca nou mccamsm dc dcclanşarc a polimcrizăm a adus **RDC** în laboratorul de tehnică dentară, din ele începând sâ se confecţioneze şi coroane de înveliş.

Competiţia dintre polimeri şi mase ceramice intră într-o nouă etapă odată cu lansarea sistemelor integral ceramice (In-Ceram, Dicor, Optec, IPS-Empress, Vitadur etc.) care elimină jacketul ars pe folie de platinâ. în replică prin 1995, polimeriştii lansează **polisticlele** (Artglass 1995-Heraeus Kulzer şi Belleglass HP-SDS Belle) din care se pot realiza coroane de înveliş cu proprietăţi net superioare.

Pe linia dezvoltârii stomatologiei fară metale recent au fost lansate pe piaţă **răşinile armate cu fibre-fiber** reinforced composite **(FRC)- Targis /Vectris** şi **ceromerii** din care se pot realiza **coroane nemetalice** mai rezistente şi estetice.

în disputa dmtre polimeri şi materiale compozite pe de o parte şi masele ceramice pe d& altă parte au câştigat momentan ultimele. în cele ce urmează vom trece m revistâ atât **coroanele de înveliş nemetalice istorice** cât şi **cele contemporane,** acordând fiecărora ponderea cuvenitâ. Coroanele de înveliş integral ceramice vor fi tratate separat m **capitolul 21.**

7.2.3.2.1. COROANE JACKET DIN CERAMICA

Ceramica a fost primul material artificial creat de om. Istoria ceramicii dentare este lungâ şi fascinantă. în cadrul acestei istorii zbuciumate presărate cu evenimente deosebite, anul 1887/1888 este unul de referinţă. Atunci Ch. Land brevetează coroana jacket şi inlay-ul din ceramicâ arse pe folie de platină, prima publicaţie facând-o m 1903. Ulterior Brill, Ilg şi Fehr au dezvoltat tehnologia de realizare a acestui tip de coroană, iar descrierea arderii m vid (Gatzka 1949) a ceramicii a influenţat-o decisiv.

în principiu, un bont dentar preparat cu prag drept circular se amprentează, iar apoi se realizează un model cu bont mobil, pe care se adaptează folia de platinâ pirosită şi netezită.

Folia se presează cu degetul pe faţa vestibulară a bontului, apoi se înfâşoară pe faţa orală,

se îndepărtează excesul. Urmează fâlțuirea, folia fiind „nivelatâ" pe toate fețele astfel încât să se adapteze bine pe bont (fig. 7.27.). Se face apoi degazarea matricei de platină (1200-1300°C) timp de 10 min, după care se începe depunerea masei de gmnd (0,30 mm), de dentină supradimensionată 25-30%, a maselor ceramice de corecturâ şi în sfârşit a stratului de glazură (700°C aproximativ 2 min.).

Succesiunea ardcrilor, regimul acestora ca şi timpii diferâ de la o masâ ceramicâ la alta şi fac obiectul tehnologiei protezelor dentare din ceramică.

Indicațiile coroanei jacket ceramice

- Fracturi ale marginilor incizale când fizionomia şi funcția nu mai pot fi refacute cu materiale plastice de restaurare coronară.

- Leziuni carioase proximale de amploare care m decursul anilor au fost restaurate de repetate ori cu obturații.

- Discromii ale frontalilor indiferent de etiologie.

- Discromii post tratamente endodontale care nu pot fi rezolvate prin tratamente de albire.

- Anomalii de formâ şi poziție care nu pot fi rezolvate prin tratament ortodontic.

- Imbunătățirea aspectului fizionomic m special la o scric dc profcsii (artişti, profesori, avocați), unde metalo-ceramica nu satisface.

Contraindicațiile coroanei jacket ceramice:

- Pacienți **tineri** la care camera pulparâ fiind voluminoasâ existâ riscul lezârii pulpei;

- La **sportivi** unde există riscul fracturării traumatice a coroanei;

- în **ocluzii adânci acoperite,** deoarece nu se poate asigura suficient spațiu între bont şi dmții antagonişti;

- In ocluzii cap la cap care rezultă m urma uzurii marginilor incizale. Insăşi uzura denotâ de obicei exercitarea de forțe musculare mah de obicei parafuncționale (bruxism). **în cazul unor rapoarte constituționale atitudinea poate fi mai nuanțatâ şi nu de contraindicație categorică;**

- Dinții scurți, la care contactul eoroanei cu antagoniştii s-ar face pe suprafețe nesusținute de bont;

- Dinții frontali care prezintă **gtrangulări cei*Vicale** care nu permit conformarea corectă a pragului gingival;

- Molarii reprezintă o contraindicație pentru coroanele dm mase ceramice tradiționale care nu rezistâ la solicitârile funcționale dm zona latcralâ a arcadei dentare;

- Dinții depulpați trebuiesc restaurați în prealabil sau reconstituiți cu **DCR;**

- Coroanajacket de porțelan nu poate fi folosită ca **element de agregare** în cazul unei proteze partiale fixe.

Jacket-ul de porțelan ars pe folie de platină pretinde o preparație terminală sub formă de prag circular care formează cu pereții axiali un unghi de 90°. Lățimea pragului este de 1 mm, el fimd paralel cu vârful crestei gingiei libere.

Sfera jacketului ceramic s-a lărgit odată cu posibilitatea eliminării suportului de platinâ. Astâzi există o multitudine de variante care permit elaborarea de coroane integral ceramice (vezi capitolul21).

7.2.3.2.2. COROANE JACKET ACRILICE

Coroanele de înveliş acrilice au apărut cu mai bine de 60 de ani în urmă. Materialele din care au fost realizate erau Hekodent şi Neohekodent, ambele termopolimerizabile.
In anii 1940-1950 coroanele de înveliş acrilice au fost la mare vogă. Erau ieftine, se prelucrau uşor, aveau efect estetic bun şi o tehnologie simplâ. Ele s-au impus uşor în zona frontală.

în acea vreme au apărut diverse opinii referitor la înlocuirea maselor ceramice de către răşinile acrilice. Totul a fost însâ o alarmă falsâ. Foarte repede defectele acestor coroane au început să aparâ: porozitate, coeficient ridicat de dilatare termică, modul de elasticitate scâzut. Coroanele de înveliş acrilice provoacă iritaţii mecanice şi chimice parodonţmlui marginal, âuforâ în timp modificări cromatice, se perforează rapid, se fracturează şi descimenteazâ cu uşurinţâ de pe bont. Ele nu păstrezâ stopurile ocluzale, drept urmare antagonişth migrează, putând apare disfuncţii mandibulare.

Datorită calităţilor lor precare, **coroanele de înveliş acrilice sunt folosite la ora actuală doar ca restaurări provizorii.** Uneori, schimbate la 6 luni pot fi folosite la adolescenţi ca restaurări de temporizare pânâ m momentul când se poate realiza un prag pentru o coroană de înveliş ceramică sau metaloceramicâ.

Preparaţiile sunt tangenţiale, deoarece coroanele acrilice se pot prelucra şi finisa marginal în bizou. Pe de altâ parte nu se pot adapta corect la prag datorită contracţiei mari din cursul polimerizârii.

Existâ totuşi situaţii depistate în clinică, când aceste coroane (cu toate dezavantajele lor) au persistat mai mult de 5-6 ani pe bont, prin bizotarea şi lustniirca marginilor coroanelor, obţinându-se adaptâri acceptatc de parodonţiu. Pentru o adaptar® mai bună, închiderea marginalâ poate fî îmbunâtâţită prin câptuşire cu acrilat autopolimerizabil (protecţia pulparâ şi parodontală trebuie asigurată).

După preparaţie (care va asigura o grosime de l,5-2mm coroanei), câmpul protetic se amprentează, apoi se realizezâ un model cu sau fârâ bonturi mobile. Pe acesta se confecţionezâ o machetă din cearâ care se ambalează orizontal sau vertical într-un tipar din gips dur. După eliminarea cerii şi izolarea tiparului se preparâ pasta de acrilat care se introduce m tipar cu o spatulă, în fragmente mici. Luciul feţei vestibulare se obţine prin aşezarea unei folii de cclofan înainte de închiderea chiuvetei peste pasta de acrilat. **Este greşită introducerea direct în tipar a pulberii şi lichidului separat,** cu toate că procedând astfel se pot obţine efecte cromatice optime. Urmează termopolimenzarea (chiuveta se mennne la un anumit regim termic în funcţie de produs: căldură umedâ sau mai rar uscată), urmată de 0 răcire lentă, dezambalarea, prelucrarea şi lustruirea, după care se verifică adaptarea ei corectă pe model şi pe bont. în sfârşit ea se fixează cu cimenturi clasice.

Cunoscându-se câ polimerizârile industriale oferâ o calitate superioară acrilatelor, a fost lansată o tehnologie în care coroanelor de acrilat li sc adaptează faţete acrilice prefabricate. Acestea au o stmctură mai densă şi o stabilitate cromatică mai bună. Faţeta se alege m prealabil (dimensiune şi culoare corespunzâtoare). Ea se adaptează pe model, apoi se confecţionează o machetâ parţialâ de ceară pe feţele proximale şi pe cea orală. Urmează ambalarea, dezambalarea şl prelucrarea restaurâni.

După anii '80 au fost lansate pe piaţă râşini acrilice (Biodent, K+B, Vita K+B 93 etc.) din care se realizezâ **coroane de înveliş prin modelare directă** pe model. Polimerizarea se face în aparate speciale, gen miniautoclave cu vapori de apă sau cu glicerină sub presiune. Pasta de acrilat se depune pe bontul mobil strat cu strat, apoi se modeleazâ cu spatula. Depunerile succesive se fac cu scopul de a obţine o cromatică corespunzătoare.

Această tehnologie exclude o serie de etape de laborator cum ar fi: machetarea, tiparul, dezambalarea, etc. Apariția **RDC** şi mai ales dezvoltarea materialelor fotopolimerizabile au permis elaborarea coroanelor de înveliş din aceste materiale net superioare.

7.2.3.2.3. COROANE JACKET DINRĂŞINI COMPOZITE

Dezvoltarea continuă a **RDC,** cu lărgirea domeniului de indicație permite realizarea de coroane de înveliş fâră schelet metalic, cu un efect estetic şi o rezistență superioarâ celor acrilice.

Compozitele utilizate în prezent la restaurarea dinților frontali şi/sau laterali prin proteze unidentare de tip jacket prezintă o rezistență la abrazie îmbunătățită, aceasta depinzând şi de eficacitatea procesului de polimerizare. Cu toate acestea,, este contraindicată realizarea unor astfel de coroane atunei când există semnele evidente ale unei parafunctn, ce ar putea duce la o uzurâ exageratâ. Nu este m prezent complet elucidat aspectul cu privire la păstrarea stopurilor ocluzale de către aceste materiale.

In ultimii ani, firmele producătoare ne pun la dispoziție materiale noi, compozite hibride fotopolimerizabile, cu proprietăți deosebite, care oferă 0 adaptâre marginală bună , contracție uiinimă la polimerizare, rezistență crescutâ la abrazie şi un modul de elasticitate aproape ideal. Aceste produse utilizează de obicei o tehnică dublă sau triplă de polimerizare, fotopolimerizarea fiind completată de termo—şi baropolimerizare.

în ciuda acestor caracteristici, trebuie reflectat cu luciditate asupra dometnîfor de Utilizare a **RDC** de nouă generație. Doar un studiu precis al situației clinice, poate duce la luarea deciziei de realizare a unei coroane jacket din **RDC** (mai ales m zona de sprijin), cu caracter de durată, condițiile de timp şi de cost nefimd luate m considerație decât după evaluarea tehnică corectă a cazului.

Etapele clinico-tehnice de realizare a umii jacket dm **RDC** (tabelul 7.8.) diferâ considerabil față de cele parcurse în cazul unei coroane din acrilat, datorită modelajului direct pe model prin tehnica „strat cu strat", tehnologie ce prezintă numeroase avantaje, dintre care amintim:

- scurtarea timpului de lucru;
- evitarea eventualelor etori din cursul machetării, ambalării şi îndesării polimemlui în tipar;
- adaptare marginalâ îmbunătățită;
- conturarea corectă a ariilor de contact.

Şi la realizarea unei coroane jacket din **RDC,** corectitudinea preparației şi calitatea amprentei reprezintă condiții de bază în vederea obținerii succesului, nefiind permise nici un fel de compromisuri.

La **realizarea preparației** trebuie respectate principiile generale, valabile pentru coroanele de acoperire, fiind necesară asigurarea unui spațiu corespunzător, pentru obținerea unei grosimi minime a coroanei:

- 0,8 mm - zona cervicală;
- 1,2 mm - fețele axiale, vestibulară şi oralâ;
- 1,5 mm - marginea incizală/fața ocluzală şi zona ariilor de contact. Termmația cervicală a preparației este bine să fie realizatâ sub formă de **chanfrein.** Preparația în lamă de cuțit nu este recomandabilă, deoarece aceste materiale sunt mai casante

(datorită umpluturii anorganice) şi nu rezistă în strat subțire.

Amprenta se poate lua cu polieteri, siliconi cu reacție de adiție sau hidrocoloizi reversibili, după etalarea m prealabil a şanțului cervical, permițând astfel amprentarea corectă a limitei preparației. **Modelul de lucru** se realizează din gips superdur cu bonturi mobilizabile, folosind, de exemplu, sistemul Accu-Trac.

Depunerea straturilor de compozit, începe cu mascarea esteticâ a bontului, putând exista două situații:

• **dacă bontul relevă o colorație exagerat saturată** este indicat să se utilizeze un strat de **pastă opacă** cu rol de reductor de luminozitate, care va atenua influența colorațiilor subiacente, fără să opacifieze exagerat viitoarea coroană;

• **dacă bontul nu prezintă nici o colorație parazităy** se va aplica o **peliculă periferică de transparent,** pentru a exploata la maximum fenomenul de difuziune a culorii. Rolul acestei pelicule de trangparent este de a face să circule lumina şi nu de a o capta. Această transluciditate favorizează estetica fmală, permițând o transmisie imperceptibilă între restaurare şi dintele subiacent.

Tabelul7.8. Etapele clinico—tehnice de realizare a unei coroanejacket din RDC.

Etape clmico-tehnice de realizare a coroanei jacket din RDC	
Preparația	- asigurarea unui spațiu minim necesar - limita cervicală sub formă de chanfrem ,
Etalarea şanțului gingival	— cele mai recomandate metodele mecano-chimice (fir de bumbac/nylon impregnat cu substanțe hemostatice, vasoconstrictoare şi/sau astringente)
Amprenta	- polieteri - siliconi cu reacție de adiție - hidrocoloizi reversibili
Modelul de lucru	- gips superdur, bonturi mobilizabile ., (de exemplu, sistcmul Accu-Trac) , '
Reproducerea relațiilor intermaxilare	— modele rnontate m articulator
Realizarea propriu-zisă a coroanei	- mascarea eventualelor colorații ale bontului dentar - depunerea şi polimerizarea straturilor succesive de RDC - (foto-termo)polimerizare finală 12 min. - echilibrare ocluzală - fmisare şi lustruire - aplicarea unui lac transparent
Verificarea inserției şi adaptării coroanei	— pe modelul de lucru - în cavitatea bucală
Condiționarea intradosului în vederea fixării	- asperizare cu freze diamantate, pietre ceramice - sablarea uşoară
Fixare	— adezivă

In vederea **fixării adezive,** intradosul restaurării trebuie asperizat, inițial cu freze diamantate şi/sau cu **pietre ceramice** şi ulterior prin **sablare lejeră** cu particule sferice de sticlă. în cursul sablării, fețele exteme trebuie protejate, de exemplu, prin acoperire cu ceară dură.

Avantajele unei coroanejacket din compozit pot fi sintetizate astfel:

- estetică bună;
- posibilitate excelentâ de reproducere a diferitelor nuanțe;
- preparație convențională;
- restaurare fimcțională corespunzătoare a dintelui afectat;
- tehnologie relativ simplă de realizare;
- preț de cost mai redus decât a coroanelor integral ceramice;
- adaptare marginală bună;
- aderență la dentină şi smalț printr-o tehnică corespunzătoare de cimentare adezivă sau fîxare tradițională;
- duritatea nu este exagerată, nu provoacâ uzura dinților antagoniști. Dintre **dezavantaje** ammtim:
- nu există referințe asupra stabilității în timp de peste 7 ani;
- există semne de întrebare cu privire la menținerea în timp a stopurilor ocluzale.

7.2.3.2.4. COROANE JACKET DIN POLISTICLE

Polisticlele au fost realizate cu scopul de a crea o clasă nouă de materiale dentare, care să atingă performanțele ceramicii dentare, dar care să nu prezinte rigiditatea şi duritatea „nefiziologică" a acesteia. Astfel, compoziția **RDC** „clasice" a fost modificată şi îmbunâtâțitâ, rezultând în fmal o sticlâ polimericâ.

Din această categorie a polisticlelor amintim ca şi produs **Artglass-ul,** un material fotopolimerizabil bazat pe tehnologia Microglass, cu rezistență şi duritate crescută, care conferă noi standarde calitative pentru coroane şi proteze parțiale fixe integral polimerice", precum şi pentru restaurâri mixte placate integral. Produsul **Artglass** a fost lansat pe piațâ m primâvara anului 1995, fiind identificat de producâtor (Heraeus—ICulzer) drept un **polimer dentar neconvențional, cu proprietăți fizice şi biologice deosebite.**

Astfel, **duritatea** (380 HV) este comparabilă cu cea a smalțului (320 HV), iar **rezistența la fractură** a Artglass-ului se situează m jurul valorii de 1,9 MPa, m timp ce compozitele şi ceramica au o valoare de 0,8 MPa. **Rezistența la abrazie** a polisticlelor este deosebită, gradul de uzură rezultat în urma unei masticații corespunzătoare unui ciclu masticator artificial de cinci ani, fiind de 40-70 ^m, comparabil cu cel pentru smalț (30-50 *^m)* şi ceramică (20-60 *}im), m* timp ce pentru compozitele clasice variază între 80-180 ^im, m funcție de umplutură.

Una dintre cele mai importante proprietăți ale Artglass-ului, care a facut ca acest material sâ fie preferat îndeosebi în implantologie este **modulul de elasticitate,** care are o valoare de 10 ± 2 GPa, m comparație cu 50-85 GPa (smalț), 15-20 GPa (dentină), 90-120 GPa (aliaje dentare) şi 50-80 GPa (ceramică de placare şi sisteme integral ceramice). Modulul de elasticitate redus permite absorbția energiei generate m cursul masticației (solicitarea fiziologică este de 150-350

---

* integral polimerice - termenul nu este cel mai potrivit, dar îl utilizăm pentru a deosebi aceste proteze de cele integral ceramice şi a sublinia faptul câ nu au componentâ metalicâ.

N), în timp ce ceramica dentară, cu modul de elasticitate mare transmite aproape integral forța masticatorie la interfața dinte—os sau implant—os.

Etapele clinico-tehnice de realizare a unei coroane jacket din Artglass sunt asemânătoare cu cele din cazul utilizării **RDC** clasice.

Tot în cadrul polisticlelor se înscrie şi produsul Bellglass **HP,** introdus pe piață m 1996 de către Belle de St.Claire ca un material de reconstituire coronară prin tehnica indirectâ. Producătorul îl consideră un material foarte estetic şi rezistent la uzură. Matricea răşinii este similară din punct de vedere chimic sistemului Bis-GMA, dar mecanismul de polimerizare este considerabil diferit.

Bellglass **HP** polimerizează sub presiune la o temperatură ridicată, în prezența de azot (gaz inert). Temperatura ridicatâ (138°C) creşte rata conversiei de polimerizare, iar presiunea reduce potențialul de vaporizare a monomerului la temperaturi ridicate. Utilizarea unei atmosfere de nitrogen în timpul procesului de polimerizare joaca un rol foarte important, determinând creşterea rezistenței la uzură. în esență, se crează o atmosferâ înconjurătoare fără oxigen, ceea ce determină o creştere a gradului de polimerizare. Oxigenul joacă un rol important m obținerea transluciditâții sau opacitatății RDC, având tendința să determine difracția luminii ce se reflectă pe suprafața restaurării. Prin îndepărtarea oricărei surse de oxigen se creşte considerabil transhicidita+ea.

Realizarea unei coroane din **Bellglass HP** se face tot prin tehnica „strat cu strat", etapele clinico-tehnice parcurse fiind relativ aceleaşi ca şi în cazul unui jacket din RDC clasice sau din Artglass.

7.2.3.2.5. COROANE JACKET DIN CEROMERI

Ceromerii sunt combinații specifice între tehnologia actualâ a umpluturilor anorganice şi chimia ultimilor polimeri, care asigurâ îmbunătățirea unor proprietâți mecanice şi estetice. Față de **RDC** convenționale, ce conțin doar molecule bifimcționale, tehnologia ceromerilor este mai complexâ, ei conțin **grupări polifuncționale** care îmbunătâțesc calitățile materialului.

Ceromerii sunt de fapt **polimeri speciali** (multifuncționali), cu un procent creseut de umplutură anorganică (75-85% de masă), care combină caracteristicile remarcabile ale ceramicii (estetica) cu cele ale **RDC** (rezistența la flexie, paste gata utilizabile, posibilitatea monitorizării perfecte a culorii, manipulare uşoară). Particulele de umpluturâ au dimensiuni foarte mici (între 30 nm şi 1 p.m), sunt silanizate şi dispersate m matricea organicâ, confermd materialului o structură tridimensională omogenă, scăzând absorbția de apă, respectiv solubilitatea în apă a materialului şi crescând rezistența mecanică.

Firma Ivoclar lansează un astfel de material prin sistemul **Targis/Vectris.** Creat inițial special pentru placarea **scheletelor nemetalice din Vectris** (materiale FRC), ceromerul Targis poate fî utilizat şi pentru placarea scheletelor metalice, realizând restaurări metalo-ceromerice, precum şi ca atare, pentru realizarea de inlay-uri, onlay-uri, fațete şi coroanejacket.

Noul sistem de ceromeri reprezintă o altemativă la coroanele sau la punțile convenționale - variante terapeutice pentru o restaurare unidentarâ sau multiplă, anterioară sau posterioară, m care preparația supragingivalâ poate îmbunâtăți compatibilitatea cu țesuturile moi. Cimentarea se recomandă să se facă adeziv.

7.2.4. COROANE MIXTE

Coroana mixtă este o restaurare unidentară care acoperă în totalitate bontul dentar, fiind constituită dintr-o **componentă metalică** (scheletul sau suportul metalic) şi o **componentâ fîzionomică** care acoperâ componenta metalică, mascând-o parțial sau m totalitate (placajul).

După Karlheinz Korber (82): componenta fizionomică a unei **CM** (indiferent de natura ei) trebuie să satisfacă următoarele condiții:

- să asigure funcția de sprijin;
- să evite modificarea raporturilor ocluzale;
- să mențină neschimbate contactele ocluzale din timpul deglutiției;
- să stimuleze funcțional dinții antagoniști;
- sâ nu perturbe reflexele neuromusculare de control ale funcției ocluzale. 0 serie de cunoştințe care vizează placările suprafețelor metalice conținute de acest

capitol sunt valabile şi pentru corpurile de punte mixte metalo-diacrilice şi metalo-ceramice (capitolul 13).

7.2.4.1. GENERALITATI

în cadml protezelor fixe, **CM dețin o poziție privilegiată,** tocmai datorită utilizării lor frecvente atât ca mijloace terapeutice izolate de refacere coronară (proteze singulare sau restaurări unitare) cât şi ca elemente de agregare în cadrul unor punți dentare.

Coroanele mixte intrâ şi în componența aparatelor de imobilizare, fiind des folosite ca elemente de ancorare sau sprijin pentru protezele mobilizabile. Aceste restaurări unidentare, au fost denumite în trecut **„coroane cu incrustație vestibulară".**

Aliajele metalice dm care se confecționează componenta metalică asigură acestor proteze **rezistență,** iar placajele le conferâ aspectul estetic. Prezența în cadrul aceleiaşi construcții protetice a două materiale de natură diferitâjustifică denumirea de **coroane mixte.**

De-a lungul timpului au apărut tehnologii şi materiale noi cu proprietăți deosebite. Amintim m acest sens posibilitatea elaborării capelor metalice din titan sau a celor realizate prin galvanizare şi sinterizare, care eliminâ o serie de etape convenționale de laborator, Interesante sunt şi reactualizările unor metode „istorice" de confecționat componenta metalică a unei CM.

Dintre acestea, **ambutisarea, mai sofîsticată şi combinată cu sinterizarea aliajelor** (m cazul tehnologiei Ceplatec a lui Shorer şi Whiteman), ne duce cu gândul la butada că **„nu tot ce este vechi este şi depăşit".**

Confecționarea scheletului metalic prin frezare asistatâ pe calculator (sistemele Sopha^ DentiCad, Alldent, etc.) reprezintă o altă noutate tehnologicâ. în viitor, componenta metalicâ tinde să fie înlăturată, prin aparitia sistemelor „integral polimerice" (sistemul Targis-Vectris) şi integral ceramice (Optec OPC, Dicor, Cerapearl, Cerestore ş.a.).

Penetrarea **RDC** m laboratoarele de tehnică dentară, din care, cu ajutorul unei aparaturi specifice, se pot confecționa componentele fizionomice ale multor coroane mixte, reprezintă un alt moment de referintă.

Astăzi, materialele care conferă efectul estetic al coroanelor mixte aderă de componenta metalică a acestora prin retenție mecanică şi/sau prin mecanisme fizico-chimice. De altfel, această ultimă modalitate de „legătură" utilizată şi la coroanele mixte metalo-polimerice, reprezintă o altă noutate în domeniu.

Până nu de mult, mecanismele de legare fizico-chimice erau specifice doar coroanelor metâlo-cerafflice, fimd mult superioare sistemelor clasice de legare (macro- şi micromecanice).

în prezent, prin extinderea legăturii fizico-chimice şi la interfața coroanelor metalo-plastice, au apârut proteze unidentare noi cu proprietăți fizieo-ehimi^ şi biologiw net supenoare celor clasice. Menționăm m acest sens, coroanele obținute prin procedeele SILICOATER, ROCATEC, OVS 4-META, SR-ISOSIT-N, CHROMA'SIT, SR TRIAD, VISIOGEM, ELCE-BOND, CONQUEST, etc.

Polisticlele reprezentate de ARTGLASS (KULZER) şi BELLEGLASS HP (Belle) reprezintâ o altemativâ hibridâ nouâ, atât ca şi concepție de material, cât şi ca proprietăți.

Deoarece performanțele acestor noi **CMMP** se apropie de cele ale **CMMC,** dar la un preț de cost mai redus şi cu o tehnologie mult mai rapidă şi simplă, s-a declanşat o adevârată competiție între cele două tipuri de **CM.**

în Germania, de exemplu, ponderea noilor tipuri de coroane mixte metalo-polimerice era de 40% din totalul coroanelor mixte realizate în 1998.

A construi şi insera o **CM,** indiferent de destinația ei, obligă o anumitâ preparare a bontului, conservarea sau refacerea relațiilor normale de ocluzie, alegerea unor materiale compatibile, care să realizeze o cât mai bună legare la interfață. **Clasificare**

Diversifîcarea posibilităților actuale de realizare a **CM** face dificilâ clasificarea acestui gen de proteză unidentară. în cele ce urmează, prezentăm câteva variante de clasificare, m funcție de mai multe cnterii:

A) După aspect:

Placajul acoperă scheletul metalic:

- parțial
- în totalitate

B) După materialul din care se confecționează componenta fizionomică:

- **CM** metalo-ceramice
- **CM** metalo-polimerice: • **CM** metalo-acrilice
  • **CM** metalo-diacrilice (compozite)

C) După procedeul tehnologic de realizare a componentei metalice, deosebim CM al căror schelet rezultă prin:

- **turnare** • din aliaje nobile
  • din aliaje nenobile
  • din titan pur sau aliaje de titan
- **ambutisare** (ştanțare) **srf .•Sinterizare** • Heratec Smtertechnik (HERAEUS)
  • Degusint (DEGUSSA)
  • Sinterloy (DENPAC)
- **•ambutisare şi sinterizare** (tehnica foliilor)«Sunrise (TANAKA DENTAL)
  •Ultralite (SandWDental-med)
  •Ceplatec (CEPLATEC) ^ "^
- **galvanizare** • AGC (WIELAND)

• Gammat (GRAMM DENTAL)
• Platamic (IPM PLATAMIC MARKETING DENTAL (TECHNOLOGIE)
• Helioform HF600 (HAFNER)

• prîn frezare • Sopha - CAD/CAM-System (SOPHA BIOCOCEPT)
• DentiCad (BEGO)
• Alldent (GIRRBACH DENTAL)
• DCS-System (GIRRBACH DENTAL) D) Dupâ procedeul de realizare a componentei fîzionomice, există CM ale căror componente se obțin prin:

• sinterizare
• polimerizare*

1. Termopolimerîzare
- clasică cu căldură umedâ
- modemă cu căldură umedă şi presiune (Ivomat - Ivoclar)
- modemă cu căldură uscată (Pyro-Convector - Ivoclar)

2. Fotopolimerizare (Dentacolor XS - Kulzer)

3. Fototermobaropolimerizarc (Spcctramat, Ivomat — Ivoclar) E) în funcție de modalitatea de retenție a componentei fîzionomice la scheletul metalic, există CM cu:

• retenție mecanică: macro- şi microretenții (CMMP - clasicâ)
• retenție micromecanică şi adeziune fizico-chimicâ (CMMC şi CMMP)
• retenție macro- şi micromecanicâ asociate cu mecanisme de adeziune fizico-chimică rezultată în urma condiționării suprafețelor metalice (CMMP) prin: silicatizare, oxidare, silanizare, metalizare, cositorire, tratarea cu agenți de cuplare cu grupare activâ - COOH care determină formarea punților de hidrogen.

7.2.4.2. INDICAȚII, CONTRAINDICAȚII, DEZAVANTAJE

Coroanele mixte însumeazâ atât avantajele coroanelor de înveliş, cât şi pe cele ale coroanelorjacket polimerice sau ceramice.

Avantajul major dm care derivâ indicațiile lor îl reprezintă **combinarea rezistenței mecanice a coroanelor metalice de înveliş cu aspectul fizionomic al coroanelor jacket.**

Coroanele mixte au **indicații** majore la dinții frontali şi premolari, dar adeseori ele pot fî utilizate şi m zonele laterale distale ale arcadelor (cu precădere la maxilar), la anumiți pacienți.

Trebuie precizat că, destul de frecvent, efectul fizionomic realizat de **CM** este inferior unei coroanejacket ceramice sau polimerice şi mult sub efectul coroanelor integral ceramice.

Coroanele mixte sunt indicate atât ca **elemente unitare** (singulare), restaurând morfologic şi funcțional un singur dinte cu diferite leziuni coronare, cât şi ca elemente de

---

- Mai există şi alte mecanisme de polimerizare utilizate în laboratorul de tehnică dentară , neaplicabile însâ în tehnologia de realizare a componentei fizionomice a CMMP. Printre acestea se numără:

-> Termopolimerizare: - modemă cu câldurâ uscatâ şi presiune (PERform PPA6 - Hedent) - cu microunde (Microbase - De Trey/Dentsply)

-> Baropolimerizare "la rece" (Aquapress - Lang Dental)

agregare în cadml unor punți dentare. în edentațile laterale ele sunt preferate ca element de agregare mezial, dar pot fi utilizate şi ca elemente distale (de la caz la caz, în funcție de topografîa breşei şi de particularitățile situației clinice).

Aproape toate tipurile de lezmni coronare pot beneficia de restaurări utilizând coroane d6 înveliş mixte. Chiar leziunile coronare întinse m suprafață şi profunzime, care compromit total integritatea coroanelor dentare se refac într-un prim timp prin **DCR,** bontul coronar rezultat fiind ulterior acoperit de o coroană mixtă.

Coroanele mixte pot intra în componența diferitelor **şine de imobilizare** şi participă frecvent la **elaborarea protezărilor compozite** (hibride).

Coroanele mixte sunt preferate coroanelor de înveliş ceramice, mai ales când, prin prepara ția orală a bontului, nu se poate obține un spațiu suficient între acesta şi dinții antagonişti.

Adesea se preferă ca element de agregare o **CM** m detrimentul unei coroane de substituție (chiar în situaţhle clinice cu indicații care pledează pentru ambele proteze unidentare) din rațiuni care țin cont de ablația mai uşoară a primelor.

Una dintre cele mai frecvente indicații ale **CM** se referă la dinții **oralizați.** In aceste cazuri, sacrificiile de substanță dură de la nivelul fețelor vestibulare ale dinților respectivi sunt minime. **CM** sunt indicate în cazul prezenței ocluziilor adânci acoperite şi la reconstituirea dinților frontali inferiori la care pragul circular, indispensabil confecționârii coroanelor jacket ceramice, este contraindicat.

Contraindicațiile CM se referă la pacienți tineri (sub 20 de ani) datorită volumului mare al camerei pulpare precum şi la unii adulți la care depulparea prealabilă a dintelui implică o serie de riscuri (de moment sau de perspectivă) pentru pacient.

Dintre **dezavantajele CM** amintim:

- agregarea lor mai slabă față de coroanele de înveliş metalice tumate, datorită retentivității mai precare confente de bontunle preparate pentru **CM;**
- pretind sacrificii mari de țesuturi dure dentare, cu precădere la nivelul feței vestibulare, care implică depulpâri prealabile. Dacâ acestea nu se fac, pot apare complicații pulpare consecutive;
- uneori apare fenomenul de separare la interfața dintre cele două materiale care alcătuiesc **CM** şi care se manifestă prin apariția fisurilor, fracturilor şi, în final, prin desprinderea componentei fizionomice (mai ales la **CMMP);**
- placarea în totalitate a scheletului metalic cu masă ceramicâ poate împiedica uneori perfectarea raporturilor ocluzale, după cimentare;
- confecționarea suprafețelor ocluzale ale unei **CMMP** din răşini acrilice „clasice" este o greşeală, deoarece uzura prematură a acestora antrenează denivelări ale planului ocluzal. în acest sens, nici RDC nu au convins în timp.

7.2.4.3. ELEMENTELE COMPONENTE ALE COROANELOR MIXTE

Coroanele mixte sunt constituite dintr-o **componentâ metalicâ,** de obicei turnatâ, care acoperă, în general, m întregime bontul dentar şi asigură agregarea la acesta şi o **componentă** fizionomică, polimerică sau ceramică.

Componenta metalică poate fi realizată din diferite aliaje (vezi capitolul 7.2.4.8 şi

7.2.4.12.) şi are grosimi diferite: 0,35-0,5 mm pentru CMMC şi 0,25-0,4 mm pentru **CMMP.** Excepţie face **CMGC** la care componenta metalică, obţinută prin galvanizare, are o grosime de 0,2 mm şi scheletele realizate prin sinterizare, cu grosimi de 0,25-0,30 mm. Componenta metalică mai poate fî realizată şi prin ambutisare din cape de 51, 58 sau 78 ^m. Aceste cape se acoperă în diferite zone cu „nervuri" obţinute prin sinterizare (vezi subcapitolul 7.2.4.12.6.2). Scheletul metalic conferă protezei unidentare rezistenţâ, suprafeţele lui fiind prevăzute cu mijloace mecanice de retenţie (absente la **CMMC),** uneori elemente de protecţie pentru componenta fizionomică.

Când **CM** este element de agregare, pe una sau pe ambele suprafeţe proximale, proteza unidentară urmează sâ fie conectată cu corpul de punte.

Componenta fizionomică poate fi polimerică sau ceramicaşi are grosimi diferite: 0,8-2 mm pentru **CMMC** şi maxim 1,2 mm pentru **CMMP.** Prin grosimea şi opacitatea sa, această componentă trebuie sâ împiedice transparenţa scheletului metalic sau a macroretenţhlor (mai ales în cazul **CMMP).**

Pentru stabilirea corectă a raporturilor dintre componenta metalică şi cea fizionomică există trei criterii de evaluare:

- conservarea morfologiei dentare;
- conservarea stabilităţii zonelor funcţionale, mai ales ocluzale;
- realizarea unei rezistenţe corespunzătoare.

Din respectarea celor trei criterii, rezultă alte condiţii pentru fiecare componentâ m parte. Astfel:

Componenta metalicâ (fîg, 7.2S,);

•acoperă în totalitate bontul dentar, cu unele excepţii pentru **CMMC;**

•protejează, de obicei, limita cervicală a bontului;

• delimitează componenta fizionomică;

•asigură morfologia suprafeţelor ocluzale, respectiv, a marginii incizale (cu unele excepţii valabile mai ales pentru **CMMC);**

• reconstituie ariile proximale de contact (cu unele excepţii la **CMMC).**

Componenta fizionomică (fig. 7.28.):

• conferă un aspect estetie **CM;**

•nu participă întotdeauna la realizarea ariilor proximale de contact, a suprafeţelor ocluzale şi a marginii incizale (cu unele excepţii);

•prin detaliile de relief pozitiv şi negativ realizate (convexităţi,şanţuri de descărcare etc.), contribuie la menţinerea troficităţii fiziologice a parodonţiului marginal; rîimn.

O importanţă deosebită 0 reprezintă ZOna de interfată dintre Cele două COmpOnente ale CM, de rezistenţa acestei legătun depinzand succesul pe termen lung cu acest tip de proteze unidentare.

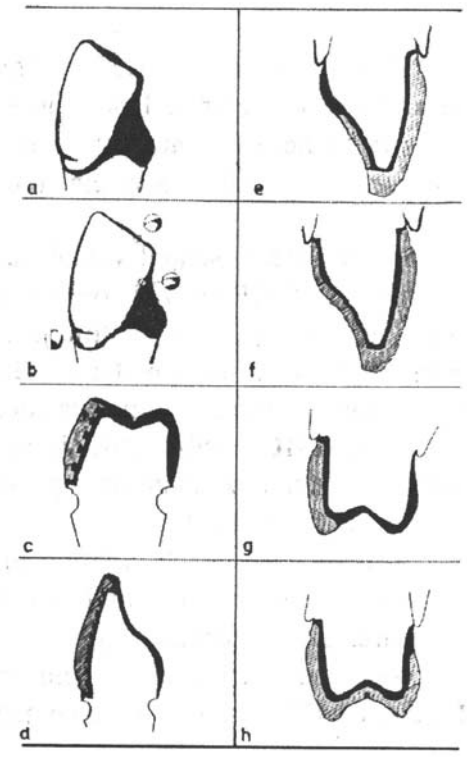


Fig. 7.28. Componenta metalica şi componenta fizionomicâ a coroanelor mixte metalo-plastice (a, b, c, d) şi a coroanelor mixte metalo-ceramice (e,f,g,h).

în cazul **CMMC,** legătura între componenta metalică şi placajul ceramic este de tip fizico-chimic, prin intermediul **forţelor Van der Waals intermoleculare** sau forţe de asociaţie care apar între moleculele diferitelor faze, precum şi **legăturile covalente, ionice şi metalice** care se formează între stratul de oxizi metalici de pe suprafaţa aliajului şi oxizii prezenţi în compoziţia maselor ceramice. Lansarea unor agenţi de cuplare - **ceramic bonding agents** duce la îmbunătăţirea acestei legături metalo-ceramice.

în cazul **CMMP,** legătura între componenta metalică şi cea fizionomică se poate face mecanic, prin intermediul macro- şi/sau microretenţiilor realizate la nivelul componentei metalice sau prin condiţionarea fizico-chimică a acesteia. în acest scns au fost elaborate diferite sisteme, în scopul de a realiza o legătură aliaj-polimer cât mai rezistentâ: **SILICOATER** şi **SILICOATER MD,** precum şi **KEVLOC** şi **SILOC (HERAEUS-KULZER), ROCATEC** şi **VISIO-GEM (ESPE), OVS** şi **TRIAD K + B (DeTREY/ DENTSPLY), SEBOND MKV, 4 META etc.** în dorinţa dc a climifta dezavantajele condiţionate de aceasta interfaţâ dintre aliaj şi placajul fizionomic au fost create **SIC** şi sistemele „integral polimerice", la care dispare practie componenta metalică. Viitorul va confirma dacă **CM** vor fi eliminate sau nu din practica curentâ de către accste sistemc.

7.2.4.4. ETAPE CLINICO-TEHNICE DE REALIZARE A COROANELOR MIXTE

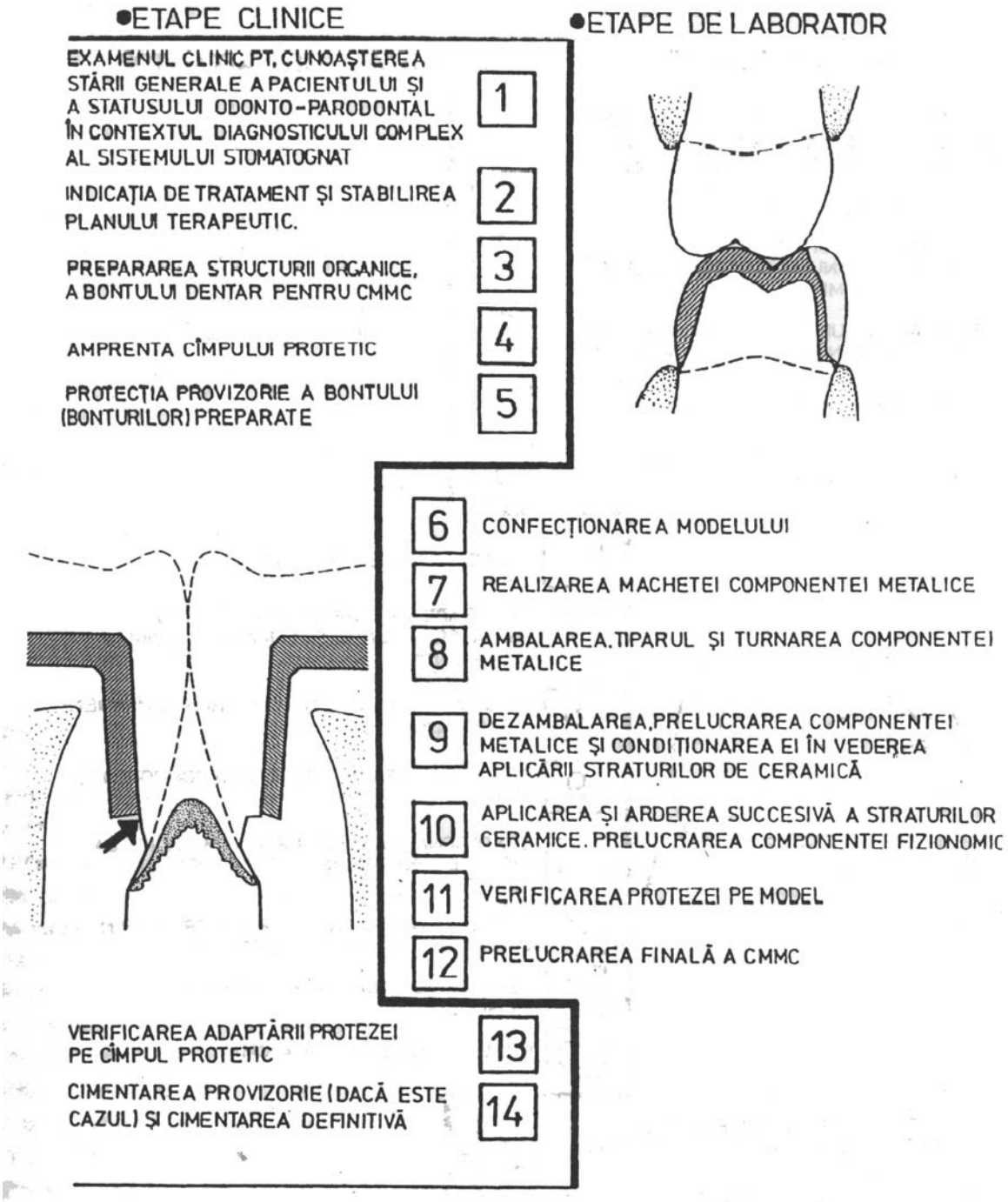
Elaborarea unei **CMMC** diferă de elaborarea unei **CMMP,** mai ales în privinţa materialelor şi a fazelor de laborator. Mai mult, pentru a construi o **CMMP** existâ la ora actualâ o serie de tehnologii, care diferă mult între ele şi care vizează cu predilecţie componenta fizionomică şi m cadrul acesteia, modalitatea de realizare a legârii polimerului de suprafaţa metalicâ.

Acest aspect esenţial valabil la orice **CM,** îmbracă în cadrul **CMMC** şi **CMMP** forme diferite. La o **CMMP** există la ora actuală foarte multe posibilităţi de legare între aliaj si polimer. în acest sens au apărut o multitudine de tehnici şi procedee noi, care au optimizat calitatea legăturii dintre cele două materiale. La interfaţa dintre acestea apar fenomene fizico-chimice, care determină creşterea forţelor de adeziune dintre cele două suprafeţe heterogene.

La **CMMC** posibilitâţile de realizare a legăturii dintre aliaj şi ceramică sunt mai puţin numeroase, ele reprezentând de fapt materializarea celor trei teorii care explică posibilităţile de legare de la această interfaţă.

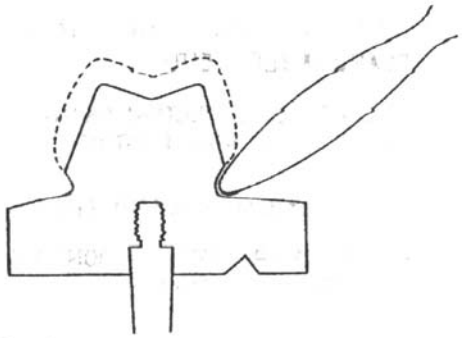
In ceea ce priveşte componenta metalică a CM, raportul numeric al posibilitâţilor de realizare se inversează, devenind favorabil **CMMC.** La aceasta, scheletul metalic se poate realiza prin tumare, galvanizare sau sinterizare, spre deosebire de **CMMP** la care aceeaşi componentă se obţine doar prin tumare. Descriem schematic, separat, etapele clinico-tehnice de realizare a **CMMP** şi **CMMC** (cu componentâ metalică tumatâ).

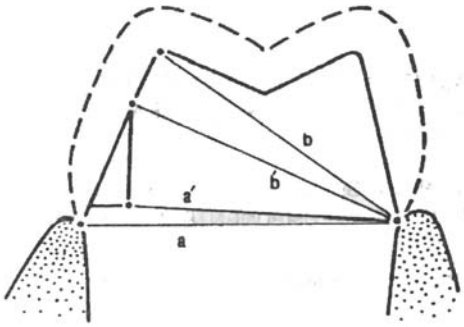
7.2.4.4.1. COROANA MIXTĂ METALO – CERAMICĂ



7.2.4.4.2. COROANA MIXTĂ METALO – POLIMERICĂ

●ETAPE CLINICE		●ETAPE DE LABORATOR
EXAMENUL CLINIC PENTRU CUNOAȘTEREA STĂRII GENERALE A PACIENTULUI ȘI A STATUSULUI ODONTO-PARODONTAL ÎN CONTEXTUL DIAGNOSTICULUI COMPLEX AL SISTEMULUI STOMATOGNAT	1	
INDICAȚIA DE ACOPERIRE PRIN CM STABILIREA PLANULUI TERAPEUTIC ȘI AL TIPULUI DE CMMP	2	
PREPARAREA SUBSTRUCTURII ORGANICE (A BONTULUI DENTAR) PENTRU CMMP	3	
AMPRENTAREA CÎMPULUI PROTETIC	4	
PROTECȚIA PROVIZORIE A BONTULUI (BONTURILOR) PREPARATE	5	
	6	CONFECȚIONAREA MODELULUI
	7	REALIZAREA MACHETEI COMPONENTEI METALICE CU UNUL SAU MAI MULTE TIPURI DE RETENȚII.
	8	AMBALAREA,TIPARUL ȘI TURNAREA COMPONENTEI METALICE
	9	DEZAMBALAREA,PRELUCRAREA COMPONENTEI METALICE
	10	CONDIȚIONAREA COMPONENTEI METALICE LA VIITOAREA INTERFAȚĂ CU COMPONENTELE PLASTICE
	11	CONFECȚIONAREA FAȚETEI POLIMERICE PRIN UNUL DIN PROCEDEELE DESCRISE
	12	VERIFICAREA ADAPTĂRII PROTEZEI PE MODEL
	13	PRELUCRAREA FINALĂ A CMMP
VERIFICAREA ADAPTĂRII PROTEZEI (IN CELE 3 SFERE) PE CÎMPUL PROTETIC	14	
FIXAREA PROVIZORIE ȘI/SAU CIMENTAREA (LIPIREA) DEFINITIVĂ	15	





7.2.4.5. PARTICULARITAŢI DE PREPARARE A BONTURILOR PENTRU COROANELE MIXTE

în lucrarea de faţâ, prepararea bonturilor face obiectul capitolului 11. Totuşi vom enumera **câteva particularităţi** ale preparaţiilor dentare pentru **CM.**

Prepararea bontului pentru o **CM** trebuie sâ respecte m egalâ mâsurâ condiţii **biologice, mecanice** şi **fîzionomice** (fig. 7.29).

Particularităţile în vederea restaurării protetice cu **CM** se regâsesc în capitolul 12.4.3.

7.2.4.6. AMPRENTA ŞI MODELUL

Tehnicile de amprentare şi tehnicile de confecţionat modele sunt descrise m capitolele **15** şi **16.** Pcntru elaborarea **CM** se poatc apela atât la amprentek segmentare, eât şi la amprentek globale, ultifflele fîmd de preferât. Confecţionarea unei **CM** necesită de obicei obţinerea unui modcl cu bonturi mobile, cu sau fârâ pinuri (vezi capitolul 16).

7.2.4.7. MACHETA COMPONENTEI METALICE

Macheta componentei metalice reprezintâ etapa premergătoare ambalării şi tumării sau ştanţării acesteia. **Obţinerea prin galvanizare sau sinterizare a scheletului metalic exclude etapa de machetare.** în cursul acestei etape, de cele mai multe ori, se modelează din ceară viitoarea structură de rezistenţă a unei **CM** (infrastmctura), pe care ulterior se va aplica componenta fizionomică. Râmâne de domeniul istoriei obţinerea structurii metalice prin ambutisare (ştanţare), cu excepţia unor tehnici m care ştanţarea se completează cu sinterizarea (tehnica CEPLATEC - capitolul 7.2.4.12.6.2). De menţionat posibilitatea realizării scheletului metalic prin galvanizare (capitolul 6.2.4.12.6.1). Procedeul exclude realizarea unei machete, capa din aur confecţionându-se direct pe un model.

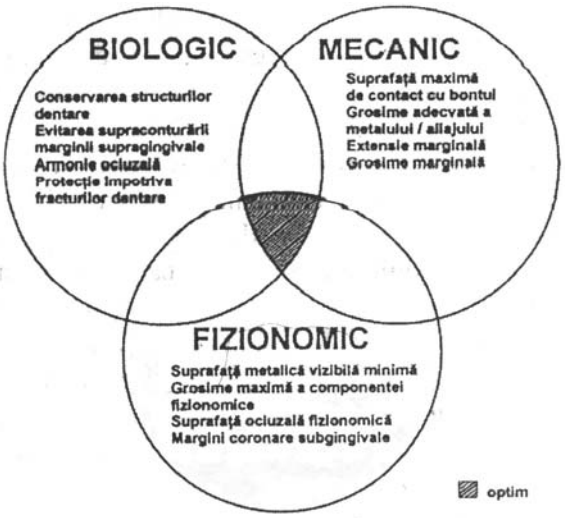


Fig. 7.29. Condiţiile ideale pe care trebuie sâ le îndeplinească un bont dentar pentru o CM (142).

în general, morfologia machetei **CMMP** diferă de cea a **CMMC** (fig. 7.30.), m sensul că

la prima sunt necesare, pe lângă macroretenţiile de pe faţa vestibulară şi efectuarea unei încercuiri marginale a polimerului (imitând o casetâ), în timp ce la a doua sunt contraindicate macroretenţiile, trecerea de la masa ceramicâ la scheletul metalic efectuându-se în unghiuri rotunjite.

7.2.4.7.1. MACHETA COMPONENTEI METALICE A COROANEI MIXTE METALO-POLIMERICE

PentTU asigurarea retenţionârii râşinilor acrilice clasice (tip PMMA - răşini cu polimerizare liniară), pentru mârirea suprafeţei de contact şi obţinerea unei retenţii mecanice suplimentare pentru unele tehnici care utilizează răşini diacrilice compozite, macheta viitoarei componente metalice trebuie să prezinte elementele ilustrate m figura 7,31.

Prin diferite procedee se aplicâ pe faţa vestibularâ a machetei de ceară o serie de macroretenţn.

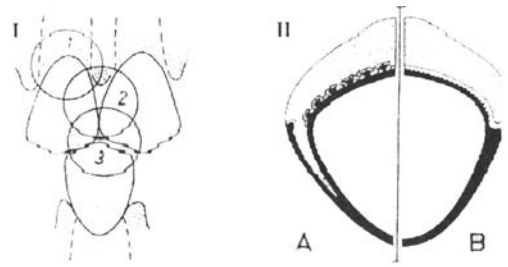


Fig. 7.30. Macheta unei coroane mixte:
I. cele trei zone „fierbinţi" ale unei machete:
1 - cervicalâ,
2-proximală.
3 - ocluzalâ,
II. Secţiune orizontala printr-o coroana mixtă:
A - metalo-polimerică; B - metalo-ceramică.

Unele vor fi realizate extemporaneu, altele sunt prefabricate. **Macroretenţiile** Pentru retenţia polimerilor, pe lângă încercuirea marginală (caseta vestibularâ) sunt utilizate diferite sisteme de macroretenţii:
perlele, ansele, butonii, solzii de peşte, plasele, cavităţile retentive, cristalele etc.

A) Retenţia perlată

In 1985, CEDIA PROMOTION comercializeazâ după ideea lui Miara bile calcinabile de 0,1 mm pentru retentivizarea punţilor adezive. Cu peste zece ani înainte (1974) Rochette utiliza m acelaşi scop perle de 0,4 mm. Astăzi, mai multe firme produc retenţii perlate. Dintre acestea amintim firma IVOCLAR - Liechtenstein şi BREDENT - Germania, la noi ASTAR (Cluj-Napoca). Dimensiunile la care se livrează sunt: 0,2; 0,4; 0,6 şi 0,8 mm. Existâ mai multe procedee de aplicare a sistemelor perlate. Unul dintre acestea este şi cel preconizat de firma ESPE, denumit VISIO-GEM.

B) Butonii, ansele şi alte forme de retenţii

Există o multitudine de variante retentive prefabricate, produse de nenumârate firme. Ele sunt confecţionate din ceară şi mai ales din mase plastice. Destinaţia lor este diferită. Foarte multe dintre ele pot fi utilizate în retenţionarea componentei fîzionomice polimerice. Dintre acestea, **butonii** şi **ansele** sunt cel mai des utilizate m construcţia machetei **CMMP.** Firma RENFERT GmbH & Co oferă în acest sens o gamâ variată.

C) „Solzii de peşte"

Solzii de peşte se realizează cu un bisturiu fîn sau cu un alt instmment tăios prin crestarea peretelui vestibular al machetei componentei
metalice. Se obţin astfel mai multe secţiuni cu direcţie incizo-cervicală. Porţiunea de ceară secţionată se depârtează spre vestibular (fig. 7.32.). Se crează astfel o suprafaţă retentivă m care este „prins" polimerul. Crearea acestor solzi reprezintă o tehnică mai delicată, fiind rezervată tehnicienilor cu „două mâini drepte".

D) Plasele

Sistemul de retenție sub formâ de **plase** este o modalitate care se practicâ foarte des m ultimul deceniu la elaborarea machetei unei **CMMP.** Plasele prefabncate sunt confecționate din ceară sau materiale plastice. Din acest punct de vedere se evidențiaza firmele RENFERT $i DENTAURUM, care pun la dispoziție o serie de variante de retenții sub formâ de plase. După tumarea <.;omponentei metalice, sablarea acestor macroretențn conduce la îmbunătățirea considerabilă a adeziunii polimerilor la aceste strucmri.

E) Firele şi ansele de nylon sau ceară

Aceste macroretenții sunt foarte des utilizate în cursul machetării componentei metalice a unei CMMP. Ele se prezintă sub forme şi calibre diferite, aplicându-se de obicei la nivelul marginilor incizale sau ale suprafețelor ocluzale
ale „casetei" vestibulare m care polimerii inserați sunt reținuți. în multe cazuri pot fi asociate cu retenția perlată.

F) Cristalele solubile şi insolubile

Cristalele, modalitate de retenție mai recentă, fancționează asemănător cu zonele
subecuatoriale ale perlelor, dar de două ori mai eficient. Există numeroase fîrme care comercializează acest sistem de retenție, printre ele se numără şi BREDENT. Firma menționatâ realizează cristale cu dimensiuni de 0,2; 0,5 şi 0,8 mm, care se lipesc pe fața vestibulară a machetei din ceară cu ajutorul unui adeziv. Acesta dizolvâ partial cristalul, după care îl imobilizează putemic. Dupâ ambalare şi tumare, aceste cristale se transformă într-un relief pronunțat retentiv situat pe suprafața vestibulară a scheletului metalic.

în afara sistemului descris mai sus care realizează un relief pozitiv, existâ şi un alt tip de cristale, care permit obținerea unui relief retentiv negativ. Acest gen de cristale se aplică pe fața vestibulară a machetei de ceară unde se înfundâ uşor. Fiind hidrosolubile, ele se pot dizolva sub acțiunea unui jet de apă. In locul lor apărând microcavități retentive - **Bonding Traps,** favorizând astfel retenționarea polimerilor.

In 1983, Moon şi Knapp au experimentat cristale de NaCl care se dizolvă uşor prin spălare.

G) Cavitățile retentive

In faza de machetare a unei **CMMP** se mai pot obține o serie de retenții sub formă de cavități. Ele se realizează pe suprafața vestibulară a machetei prin săparea în ceară cu ajutoml unor spatule fine a unor cavități retentive. Acest tip de relief negativ este realizat adeseori m

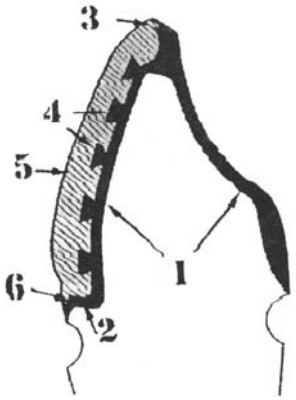


Fig. 7.31. Coroanamixtâ metalo^polimericâ, secțiune V-0: 1. componenta metalică acoperă în totalitate bontul dentar; 2. porțiuneametalicâ protejează pragul gingival; 3. încercuirea marginaia de la nivelul marglnii incizale; 4, macroretenții sub formâ de hemisfere; 5. componenta fizionomicâ din răşinâ acrilică sau diacrilică; 6, colereta care protejează bizoul praşului gingival.

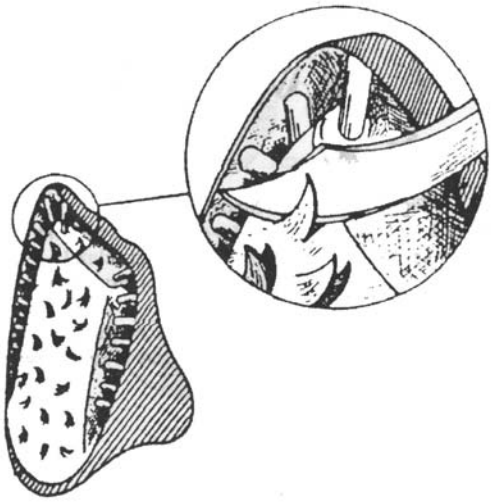


Fig. 7.32. „Solzii de peşte" şi ansele radiale de la nivelul încercuirii marginale reprezintă mijloace excepționale de macroretenție.

Fig. 7.33. Secțiune V-0 printr-o machetă a unei CMMP (schema). Cavitâți retentive pe.fața vestibularâ.

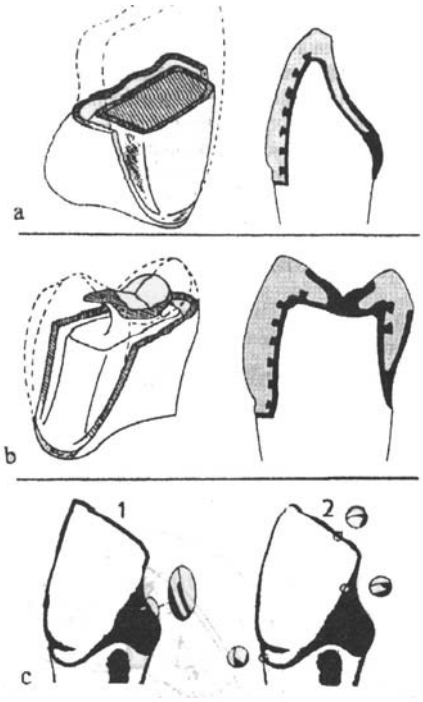


Fig. 7.34. Coroana Mathâ modificată:
pentru zona frontală se remarcâ o dedublare a peretelui metalic oral necesar conservârii stopului ocluzal;
pentru zona lateralâ se remarcă prezența unei insule metalice în centrul feței ocluzale;
eomparație între posibilitâțile de retenție a scheletului metalic la o coroană tip Mathd (1) şi la o coroanâ care prezintă casetă vestibularâ (2).

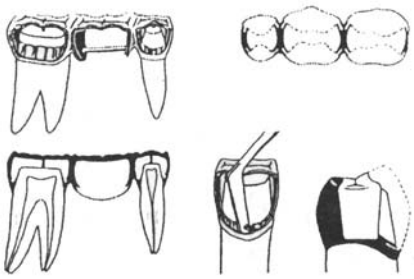


Fig. 7.35. Sistemul ATR - reprezentare schematicâ.

laboratorul de tahnică dentară datoritâ simplitâțn lui. Pretinde însâ o grosime mai mare a stratului de ceară în zona vestibulară (fig. 7-33.).

în afara macroretențiilor, **polimerii pot fî retenționați şi prin forma scheletului metalic.** în general, la toate tipurile de **CMMP,** macheta scheletului metalic se modelează în zona vestibularâ sub formâ de casetă, adică prezintâ o încercuire marginală a componentei fizionomice asemânâtoare falțului de la ceas, care menține sticla. Există tehnici, care pun un accent mai mare pe retențhle ce rezultă din morfologia scheletului decât pe macroretențiile de adaos. Prezentâm în continuare două dintre acestea: coroana Math6 modificatâ şi sistemul ATR.

Coroana Math6 modiflcatâ Coroana preconizatâ de Julius Mathe(108) se utilizează rar în prezent şi doar m forma ei modificată. Autorul a conceput-o astfel încât componenta ei fizionomicâ să acopere în întregime scheletul metalic, care se prezintâ sub forma unei cape. **Varianta construcției originale nu conservâ stopurile ocluzale.** Nici modificârile aduse acestei coroane nu rezolvă problema. Totuşi, în varianta modificata pentru dinții frontali superiori (fig. 7.34.), zona oralâ de receptare este metalicâ.

Sistemul ATR

Sistemul ATR (Atraumatic Rehabilitation) a fost preconizat de Red Fenbacher şi constă dintr-o tmsă cu elemente prefabricate pentru machetare, care se pot adapta pe bonturi. Sistemul **ATR** (fig. 7.35.) prezintâ pe scurt urmâtoarele caracteristici:

•are forma unei incrustații MOD, cu trei pereți: mezial, ocluzal şi distal (fig.7.35.);

•pereții proximali vin m contact cu bontul numai m treimea de colet, m timp ce peretele ocluzal se sprijinâ pe bontul dentar doar prin mtermediul unei prelungiri (cep) (fig. 7.35.);

• componentele machetei sunt confecționate dintr-o răşină care arde fară reziduuri;

• de-a lungul marginilor vestibulare şi orale, sistemul ATR prezintă un şanț care retenționează materialul fizionomic;

• ATR asigură o izolare termică a bonturilor dentare vitale prin interpunerea componentei fizionomice între ATR şi bont;

•sistemul ATR reconstituite zonele funcționale „fierbinți" ale **CM,** în timp ce masa plastică asigură aspectul fizionomic.

Sistemul poate fi aplicat şi la corpurile de pimte unde nu mai este descris.

7.2.4.7.2. MACHETA COMPONENTEI METALICE A COROANEI MIXTE METALO-CERAMICE

Restaurârile metalo-ceramice sunt constituite dmtr-o capâ sau schelet metalie tumaț, eare 86 adaptează intim pe bontul dentar şi placajul ceramic sinterizat pe componenta metalicâ. Aceasta din urmâ poate fi conceputâ sub forma unei cape foarte subțiri sau, dimpotrivă, să arate ca o coroană tumată din care s-au tăiat anumite zone.

Aceste părți lipsâ vor fi completate de ceramică care are rolul de a masca culoarea metalului şi de a reface din punct de vedere fizionomic viitoarea coroană,

Macheta componentei metalice a CMMC se deosebeşte fundamental de cea a CMMP. Redăm succint particularitățile acestei machete;

1. Macroretențiile sunt contraindicate (fig.7,36.).

2. Suprafața machetei va fi cât mai netedâ, fârâ denivelâri şi rugozități.

3. Grosimea viitorului schelet metalic va fi de aproximativ 0,3 mm (aliajele extradure pot avea o grosime şi de 0,2 mm) şi va trebui să asigure un spațiu uniform componentei ceramice, de 1-1,2 mm, pentru a nu apare tensiuni în grosimea acesteia şi pentru ca aliajul sâ nu transpară. Grosimea minimă a placajului este de0,7mm.

4. Retențiile care rezultâ dm morfologia scheletului metalic sunt contraindicate (fîg. 7.36.), tranziția de la metal la ceramică trebuie sâ se facâ prin suprafețe line, convexe, iar limita metal-placaj în unghi de 90°.

5. Pentru a asigura o grosime suficientă masei ceramice, limita marginală metal-ceramică se face m unghiuri de 90° şi nu ascuțite ca la CMMP. Astfel, se previn fisurile, fracturile şi desprinderile masei ceramice de pe scheletul metahc (fig. 7.36.).

6. Machetele coroanelor care se aplică pe dinții frontali nu au margine incizală, aceasta va consta doar din masa ceramică.

7. între forma bontului dentar şi morfologia machetei există o strânsă interdependență.

8. Pentru a mări gradul de transluciditate, masele ceramice conțin foarte puțin sau nu conțin deloc caolin. Astfel, porțelanul dentar se comportă mai mult ca o sticlă decât ca un porțelan adevărat. Sticla rezistă foarte bine la compresiune şi foarte puțin la tracțiune. în consecință prin „desigrT-ul capei sau scheletului metalic trebuie să asigurăm un suport eficient placajului ceramic în zona ocluzalâ, incizală şi a unghiurilor meziale şi distale.

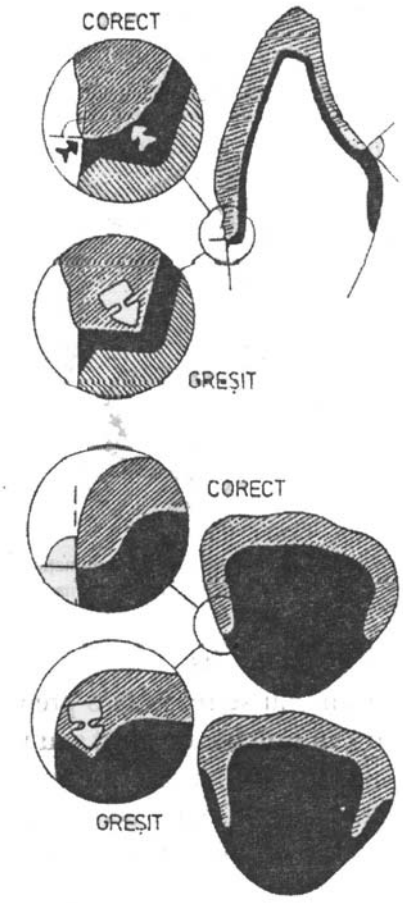


Fig. 7.36. Machetarea diferită ascheletului metalic al CMC față de cel al CMMP

Apar mai multe situații:

•Prag circular de 1,3-1,5 mm lățime, care circumscrie bontul dentar. Este preparația uzuală care permite o placare totală a scheletului metalic. Sacrificiul de țesuturi dure este mare şi de obicei se impune devitalizarea, ceea ce reduce valoarea mecanicâ a bontului (fig. 7.37. a).

• Prag în zona vestibulară şi terminație în muchie de cuțit în zona orală, Sacrificiile de țesuturi - oral - sunt minime, dar apar dezavantajele preparațiilor tangențiale (fig. 7.37. b).

• Prag vestibular şi în **chanfrein oral** (fig. 7.37. c).

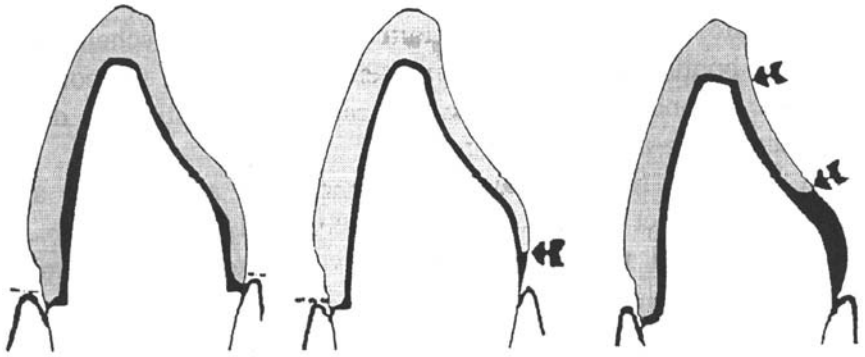


Fig. 7.37. Interrelații bont/machetâ în elaborarea unei CMMC: a. prag circular; b. preparație mixtâ (V - prag, 0 - tangențialâ); c. preparație mixtă (V - prag şi 0 - chantrein).

•Chanfrein circular (fig. 7.38.). Este preparația idealâ atât dm punct de vedere al sacrificiilor dc ^esuturi dure cât şi al adaptării marginale a **CMMC.** Dacâ nu se reuşeşte modelarea unei margini metalice subțiri, din motive de rezistență (fig. 7.38.) macheta componentei metalice se va modela mai gros în aceastâ zonâ (fig. 7.38.), putând fi mascatâ de parodonțiul de înveliş.

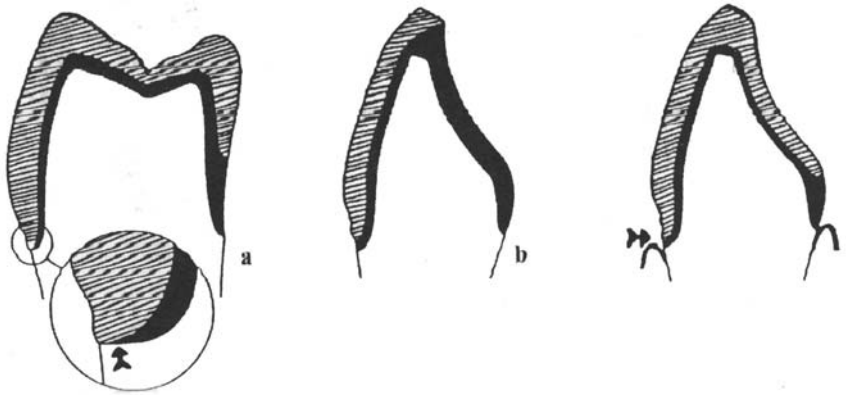


Fig. 7.38. Interrelații bont (cu terminație în chanfrein) - macheta unei CMMC: a. cu margine metalică foarte subțire în zona vestibulară; b. cu margine metalică mai groasă pentru asigurarea unei rezistențe mai mari; c. posibilitatea ca gingia sâ mascheze această coleretâ marginalâ mai groasâ.

• Când nu se reuşeşte o preparație cu prag sau în chanfrein se poate încerca o **preparație circulară în muchie de cuțit sau tangențială** (fig. 7.39.).

în fig. 7.39. a este ilustrată o modelare greşitâ a machetei, deoarece pentru tehnicile de ardere tradiționale, masa ceramică nu se poate adapta perfect pe bont, la nivel cervical. în plus, sub acțiunea componentelor orizontale ale forțelor ocluzale pot apare la acest nivel fisuri sau chiar fracturi.

9. Componenta metalică nu va ajunge niciodată până la marginea incizală, respectiv marginea vestibularâ a suprafeței ocluzale (fig. 7.39. b şi 7.41. a), deoarece aceasta va transpare prin masa ceramicâ, cu efecte fîzionomice negative consecutive.

10. în general, ca şi la **CMMP,** componenta metalică va reconstitui toate zonele funcționale ale coroanei: suprafețe ocluzale, proximale şi uneori, din mai multe rațiuni, şi suprafețele orale.

11. Există posibilitatea acoperirii (placării) suprafeței orale m zona frontalâ, dar trebuie ținut cont de câteva situații, în special asigurarea unei zone de 3 mm de aliaj neplacat, care să asigure un suport suficient masei ceramice. Plasarea joncțiunii metalo-ceramice în zona stopului ocluzal va avea drept consecință fracturarea marginn incizale a componentei ceramice (fig. 7.40. a). La gmpul frontal superior joncțiunea se va situa la 2,5 mm spre cervical sau incizal față de stopul ocluzal, în situația unei ocluzii psalidodonte (fîg. 7.40. b şi c).'

La canin, dacă există protecție canină (ghidaj canin, cuspid protected occlusion) şi la incisivi, m situația unei ocluzii adânci, se preferă o suprafață orală complet metalică. Un studiu efectuat de Jacobi şi colab. relevă că abrazia ceramicii glazurate la nivelul dinților antagoniști este de 40 de ori mai mare decât a aliajelor nobile (69).

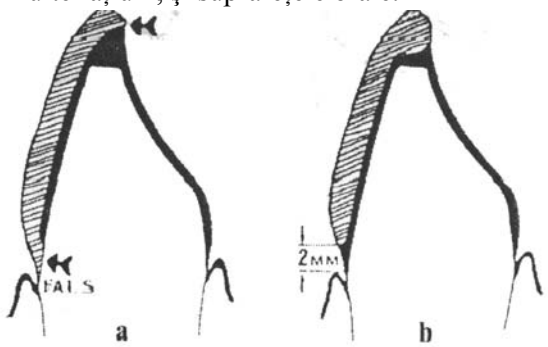


Fig. 7.39. Prepara‍ția tangențialâ sau în muchie de cuțit (indicatâ mai rar la CMMC) atrage după sine o mortologie aparte a machetei: a) ceramica cervicala nesusținuta de sehelstlll metralie; plasarea incnrecta ajoncțiiinii la nivel incizal **b)** componenta metalicâ formează o coleretâ marginală protcjând vestibular masa ceramica.

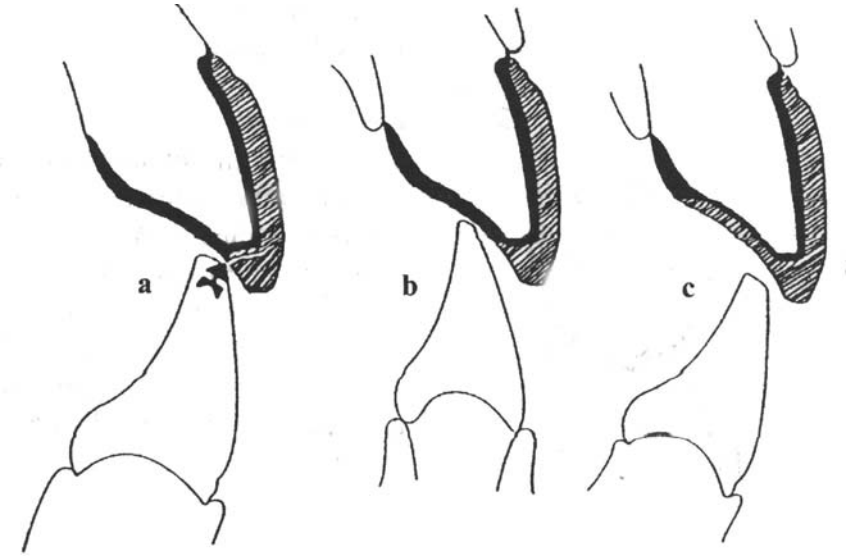


Fig 7.40. Plasareajoncțiunii metalo-ceramice în funcție de topografia stopului ocluzal a) Coincidențajoncțiunii cu zona receptoare poate genera fracturarea masei ceramice incizale;b) Joncțiunea situată spre incizal; c) Joncțiunea localizatâ spre cervical.

12. In zona laterală (de sprijin) fața ocluzală se va acoperi cu ceramică doar atunci când sunt satisfâcute următoarele condiții:

• Ocluzia să fie normală.

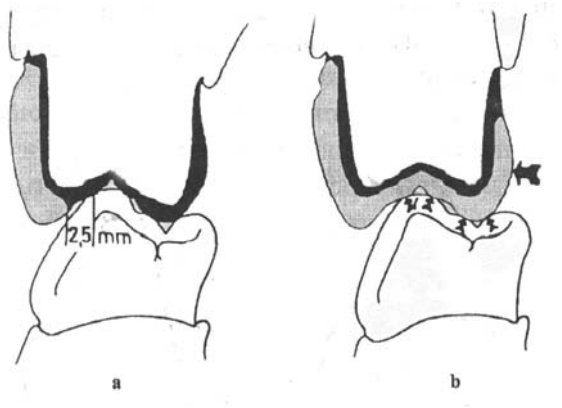


Fig. 7.41. Pasibilitâți dsjoncțiun«s aliaj-eeramică în zona de gprijin' a) de obicei se preferă suprafețele ocluzale şi orale metalicy, b) uneori ceramica poate fi extinsâ ocluzal şi oral

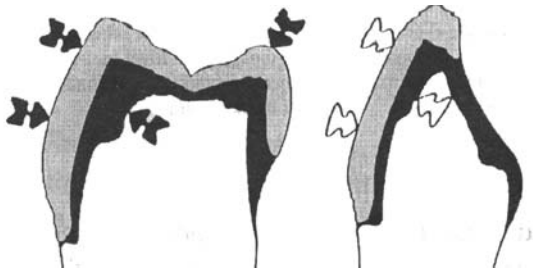


Fig. 7.42. CMMC - secțiune V-0.
Componenta metalicâ compensează neregularitățile bontului dentar, iar componenta ceramicâ are o grosime uniformâ.

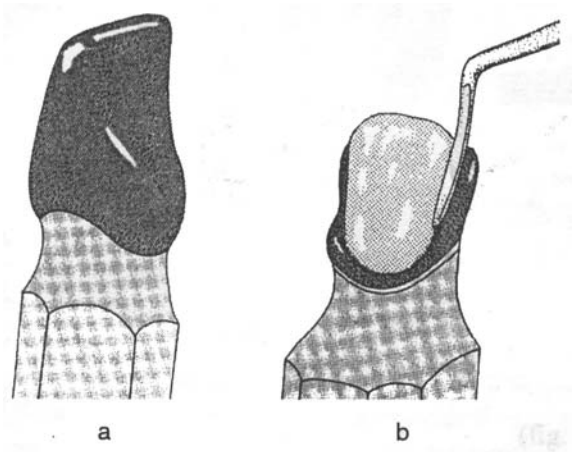


Fig. 7.43. a-Acoperirea capei termoformate cu ceară până la obținerea formei viitoarei reconstituiri metalo-ceramice (150). b- îndepărtarea cerii cu ajutorul instrumentului P. K. Thomas Nr.4 din zonele care vor fi placate cu ceramică (150).

•Existența unui spațiu interocluzal de celputin 1,4 mm.

•Componenta metalică să poată fi inseratâ pe bontul dentar farâ a întâmpina o rezistență deosebită.

• Stopurile ocluzale sâ poatâ fi reproduse foarte exact. Atunci când suprafața ocluzalâ este metalică, joncțiunea va fi plasată cu 2,5 mm câtre vestibular față de stopul ocluzal primar, cuspizii vestibulari ai dinților laterali inferiori (fig. 7.41. a).

La o suprafață ocluzalâ total ceramică joncțiunea se deplasează pe fața orală la 2,5 mm de marginea ocluzalâ a acestei fețe (fig. 7.41.b).

13. Indiferent de forma bontului dentar, macheta componentei metalice trebuie sâ asigure o grosime uniformă masei ceramice (fig.7.42.).

Macheta scheletului metalic se poate obține şi prin modelarea cerii pe o capâ dm mase plastice termoformate. Tehnica are o tradiție de aproape 25 de ani, fiind indicată ca mijloc de antrenament pentru tinerii tehnicieni sau m laboratoare mici cu volum redus de lucru.

Folia de plastic se aplicâ intim pe bontul mobil (prin termoformare) după care se acoperă m totalitate cu ceară modelatâ corespunzător viitoarei coroane (fîg. 7.43. a). Ulterior se eliberează de ceară zonele care vor fi placate cu ceramică (fig. 7.43. b).

Avantajul major al tehnicii constă m obținerea unei grosimi uniforme a scheletului metalic şi reducerea riscului de deformare a machetei m momentul îndepărtării de pe bontul mobil.

7.2.4.7.2.1. Tehnica Inzoma

Tehnica INZOMA este un procedeu pus la punct de firma IVOCLAR şi se bazează pe principiul enunţat de Shore: ceramica atinge valori maxime ale rezistenţei mecanice, dacâ se arde pe un substrat mctalic cu suprafcţc concave. Tehnica INZOMA este prezentatâ m cadrul capitolului 8.4.6.

Dezavantajul major al acestei tehnici constâ în pericolul migrârii incluziumlor de aer la suprafaţa placajului ceramic în cazul când nu s—a efectuat o condensare sufîcientâ a pastei ceramice m interiorul scheletului metalic. Pentru a evita acest fenomen nedorit este indicată sinterizarea acestei mase ceramice înainte de arderea stratului opac.

7.2.4.7.2.2. Sistemul Probond

Sistemul PROBOND a fost pus la punct de firma RENFERT (1989), componenta metalicâ a CMMC constând dintr-o plasă care acoperâ bontul m totalitate şi care înlocuieşte capa clasică.

Faţă de componenta metalicâ tradiţională, sistemul asigurâ o economie de aliaje nobile între 40 şi 60% (vezi capitolul 8).

7.2.4.8. REALIZAREA PRIN TURNARE A COMPONENTEI METALICE A COROANELOR MIXTE METALO-POLIMERICE

în elaborarea protezelor parţiale fixe se utilizează de peste un secol diferite aliaje. Aliajele clasice cu un conţinut mare de aur au deţinut mult timp hegemonia în elaborarea acestor piese protetice.

Debutul perioadei aliajelor nobile a fost marcat de Philbrook prin 1897. La scurt timp (în 1907), Taggart a pus bazele stiinţifice ale tumării lor de precizie.

Numărul mare al aliajelor care există şi se comercializează la ora actualâ a necesitat elaborarea unor **clasifîcâri riguroase, unanim acceptate.** Redăm în continuare clasifîcarea prezentată de Siebert într-o monografie consacrată (151). Conform acestei clasificări, pentru confecţionarea protezelor parţiale fixe se deosebesc doar două gmpe de aliaje, fiecare conţinând câteva subgrupe. Clasificarea a fost realizată pe baza unor testâri şi analize efectuate de Kollmannsperger şi Helfmeier m 1983. lată această clasificare:

A) Aliaje nobile

- cu un conţinut crescut de aur;
- cu un conţinut redus de aur;
- pe bază de argint-paladiu;
- pe bază de paladiu (paladiu-argint şi paladiu-cupm).

B) Aliaje nenobile (fâră conţinut de metale nobile)

- pe bază de nichel-crom;
- pe bază de cobalt-crom;
- pe bazâ de fîer;
- pe bază de titan.

Dintre aliajele nenobile folosite m protezarea conjunctă, la loc de frunte se află cele pe bază de Ni-Cr (vezi subcap 7.2.6.) aliajele titanului (vezi subcapitolul 7.2.4.12.6.3.) care au trecut de etapa de cercetare.

7.2.4.9. PRINCIPIILE CLASICE DE CONDIȚIONARE A SUPRAFEȚELOR METALICE LA COROANELE MIXTE METALO-POLIMEMCE

în tehnologiile devenite „clasice" din ultimele decenii, scheletul metalic al unei **CMMP,** odată tumat, este prelucrat şi pregătit pentru îndesarea unei mase acrilice termopolimenzabile (după o machetare prealabilâ).

• Scheletul metalic prevăzut cu macroretenţh este sablat, apoi acoperit cu un lac opacizant, care are menirea să mascheze transparența aliajului, după care se aplicâ m tipar masa acnlică, de obicei cu polimerizare liniară. Aceasta nu se „leagă" de componenta metalicâ decât mecanic şi mcidecum fizico-chimic.

în urmă cu aproximativ două decenii au fost lansate tehnicile de modelare liberă, directă, a unor mase acrilice modeme (Biodent K+B, Palaferm, Ivoclar etc.) direct pe scheletul metalic, polimerizarea efectuându-se cu ajutorul unei aparaturi speciale, gen miniautoclave, la 120 °C, sub o presiune de aproximativ 6 atm., timp de 30-40 min.

Materialele mai sus amintite, în esenţă tot **RA,** dar cu structuri modificate, se depun pe suprafețele vestibulare ale scheletului metalic, strat cu strat, urmărind obținerea unQr efecte cromatice optime.
Aceastâ tehnică a reprezentat un pas înainte deoarece a eliminat fazele:
de machetare şi ambalare.

Tehnologiile actuale pretind, pe lângă prezența microretențiilor, o serie de tehnologii suplimentare, obligatorii pentru asigurarea legării chimice a **RDC.** Aceste materiale au pătmns şi m laboratoarele de tehnică dentară şi implicit în tehnologia **CM.**

Pentm asigurarea unei legături chimice a componentei fizionomice la scheletul metalic, suprafața acestuia trebuie pregatită într-un anumit mod, în funcție de natura chimică a materialului fizionomic, precum şi m funcție de aliajul utilizat. In general, macroretențiilor realizate deja m etapa de machetare, li se adaugă retenții obținute prin sablare sau gravaj acid, după care scheletul metalic este supus unor operații diferite cum ar fi oxidarea, silanizarea, metalizarea, cositorirea, ceramizarea sau. arderea unor silicați. Amănunte despre aceste procedee se pot obține în monografia „Coroana Mixtâ" (10 şi 11).

7.2.4.10. TEHNICI MODERNE DE CONDIȚIONARE A COMPONENTEI METALICE LA COROANELE MIXTE METALO-POLIMERICE

Vom parcurge pe scurt câteva tehnici de actualitate pentru realizarea unor legături durabile la interfața aliaj-polimer m cadrul coroanelor şi corpurilor de punte mixte, metalo-plastice.

Tehnica Silicoater

în prezent există două variante SILICOATER (Kulzer)-procedeul vechi, şi SILICOATER MD- care include şi un cuptor m care se oxidează suprafeţele ce urmează a fi placate.

Tehnica Silicoater (KULZER) se bazează pe posibilitatea realizării unui **strat silico-orgîmic** la suprafaţa sablată m prcalabil a scheletului metalic. Acest strat (SiOx-C), uşor poros, depus prin piroliză, se leagă de componenta metalică printr-o legătură extrem de stabilă chiar m mediu umed, aspect foarte important pentru condiţiile din cavitatea bucală. Peste acest strat se aplică un silan compatibil cu polimerul utilizat pentru placarea coroanei. Existenţa unor resturi organice asigură stratului de SiOx-C un grad de elasticitate, ce poate compensa contracţia opaquer-ului respectiv a RDC de placaj (fig. 7.44.).

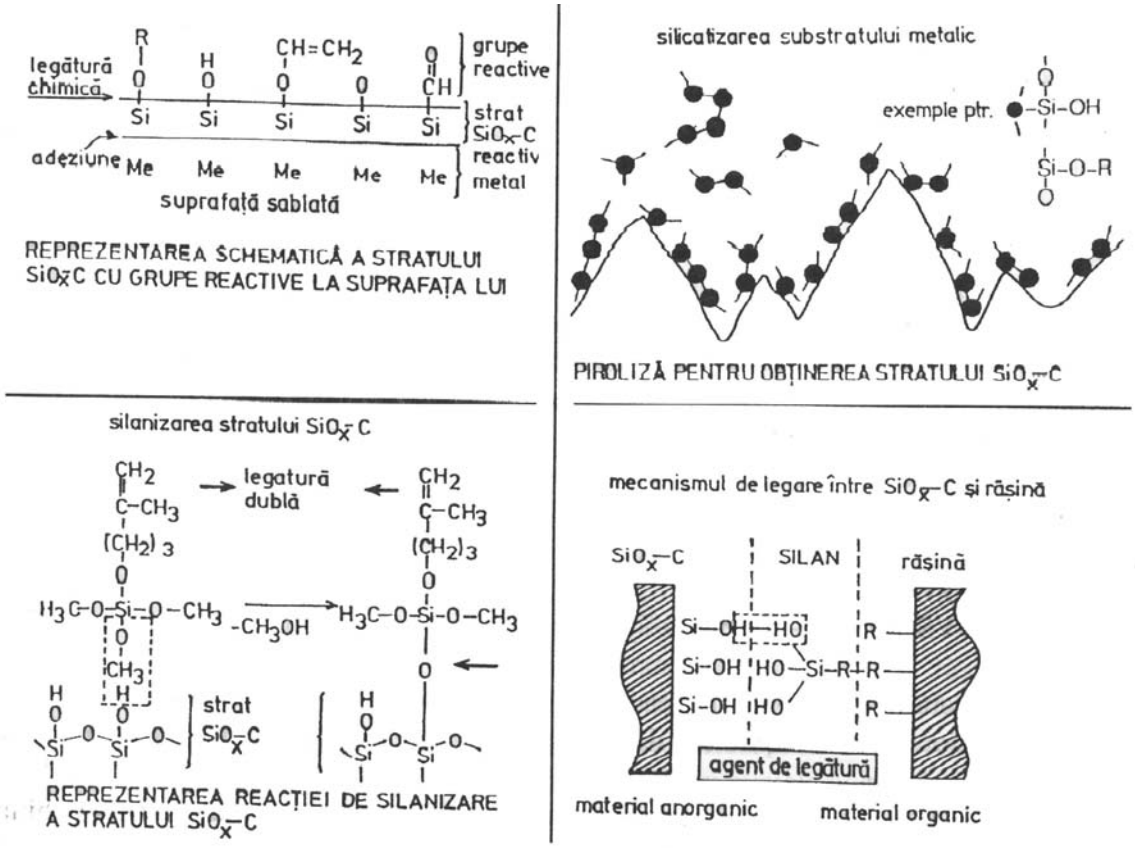


Fig. 7.44. Reacţii chimice din tehnica SILICOATER

Avantaje şi dezavantaje

Tehnicile Silicoater şi Silicoater MD prezintă o serie de avantaje atât pentru pacient cât şi pentm echipa medic-tehnician dentar. Aceste tehnici asigură: . cu..

•o legătură rezistentă aliaj-polimer, durabilă în timp, fără instalarea dehiscenţelor, fisurilor, fracturilor şi pierderii faţetelor, datorită existenţei legăturilor ionice, forţelor Van der Waals; formarea punţilor de oxigen este foarte rară;

• posibilitatea utilizării unei game largi de aliaje, atât nobile cât şi nenobile;

• un efect fizionomic optim şi datorită faptului că aliajul nu transpare, chiar la o grosime mai redusă a componentei fizionomice;

• stabilitate cromatică în timp;

• indicaţii lărgite privind coroanele mixte, telescopate, corpurile de punte mixte, protezele scheletate, punţile adezive etc.;

• retenție minimă de placă dentarâ datoritâ calitâții şi structurii materiatelor componentei fizionomice;

• efectele fizionomice sunt durabile m timp.

în cadrul Disciplinei de Tehnologie a Protezelor Dentare din cadrul UMF Timişoara, se lucrează cu ambele tehnici - atât cu SILICOATER cât şi cu SILICOATER MD, încă din anul 1995.

Cu toate acestea de-a lungul a 6 ani, am constatat şi unele dezavantaje:

- Tehnica este greoaie, necesitând un timp suplimentar de lucru.
- Manoperele sunt pretențioase, orice abatere de la protocolul de lucru putând compromite calitatea stratului adeziv.

• Stratul de silicat organic nu este vizibil cu ochiul liber (cel mai important motiv pentru marginalizarea din păcate a procedeului de către mulți tehnicieni dentari). Singura posibilitate de a verifica existența stratului silicatic este proba apei: picătura de apă nu umectează suprafața silicaticâ, putemic hidrofbbâ, scurgându—se sub fbrmă de pcrlc de pc suprafața schcletului metalic.

Tehnica Rocatec

Tehnica ROCATEC, lansatâ de firma **ESPE,** a apărut ca p rcplică la tehnica SILICOATER a firmei KULZER

Principiul metodei se bazează pe realizarea unor legături micro-mecanice şi chimice între suprafața metalică şi râşina diacrilicâ compozită prin intermediul unui **strat silanizat de sticlă ceramizată.** ROCATEC prezintă o serie de avantaje față de SILICOATER:

• tehnica este mai simplă;

• stratul de sticlă ceramizată este decelabil macroscopic;

• procedeul se desfaşoară la temperatura camerei;

• prețul de cost este relativ mai scăzut.

ProcedeulOVS

Sistemul **OVS** (Opaker-Verbund-System) a fost propus şi realizat de firma DeTrey-Dentsply.

Scopul elaborării a fost optimizarea legâturii dintre aliaje nobile şi polimeri, unul dintre avantajele sale majore fiind simplitatea de aplicare. Spre deosebire de alte sisteme, necesită realizarea de macroretenții.

Principiul metodei se bazează pe asigurarea unei legături micromecanice şi chimice între aliaj şi polimer prin intermediul unui strat de oxid de staniu.

în cadrul procedeului **OVS** morfologia îmbinării aliaj-polimer are următoarea dispunere:
aliaj sablat, oxid de staniu, silan, **RDC.** Această îmbinare împiedică apariția dehiscențelor, respectiv a desprinderilor componentelor fizionomice, care se formează la îmbinările convenționale aliaj-polimer datorită unor degradări structurale şi cromatice ale polimerilor.

Sistemul **OVS,** ca şi alte procedee modeme din aceeaşi „familie" are indicații largi: **CM, corpuri de punte mixte, restaurări protetice adezive, atele de imobilizare, proteze scheletate** etc.

Sistemele Sebond **MKV,** 4-Meta şi Resin-Bonding-System

în afară de tehnicile SILICOATER, SILICOATER-MD şi metoda ROCATEC, care apelează la silani ca agenți de cuplare, au fost lansate recent tehnici care se bazează pe apariția altor răşini adezive: **SEBOND MKV, 4-META** şi **RBS.** Aceste procedee necesită, de asemenea, o suprafață metalică oxidată la care polimerii aderâ prin intermediul unor punți de hidrogen, diferite de punțile de oxigen realizate de silani cu stratul de silicați sau ceramică (fig 7.45).

Sistemul SEBOND MKV al firmei SCHUTZ-DENTAL utilizează răşina perfluoralchil-metacrilat. Prin gruparea carboxil, aceasta formează punți de hidrogen cu straturile de oxihidrat de la suprafața aliajului, iar grupările hidrofobe resping apa, rcspectiv fluidul bucal. Sistemul este indicat pentm toate tipurilede aliaje dentare, pentru orice râşină K + B pe hază de acrilați sau metacrilați. Firma Schutz—Dental a elaborat o răşinâ K + **B, ELCEBOND CCV,** care se poate utiliza împreună cu Sistemul SEBOND MKV. ELCEBOND. Este 0 **RDC**

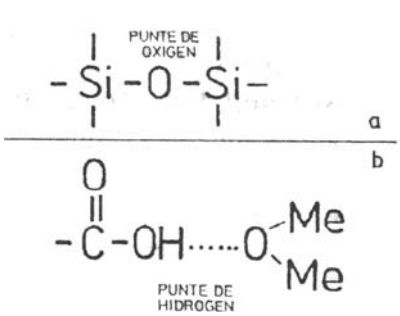


Fig.7.45 Punți de oxigen şi punți de hidrogen

a) legâtură Si—O—Si cu puntea de oxigen rezistentâ la reacțiile de hidroliză

b) formarea punților de hidrogen între iin radical carboxil şi stratul *ds* oxihidrat <js ps supratața metalică

Sistemul 4-META a fost propus de **Tanaka** în 1981 şi utilizează drept agent de cuplare metacriloiloxietil—trimelitanhidrida, care prezintă o gmpare terminală hidrofobă - metacrilul şi o gmpare hidrofobâ - anhidratul.

Grupările metacril terminale resping apa prevenind astfel percolarea fluidului bucal, colorarea şi desprinderea m final a componentei fizionomice de pe aliaj. Ele participă la demlarea reacțiilor de adiție tot prin intermediul gmpărilor terminale metacril din opaquer şi din RDC.

Tanaka şi colaboratorii, folosind retenții sferice cu diametru de 200 |Lim, au obținut rezultate satisfacătoare din punct de vedere al retenției polimerului la aliaj şi a vizibilității marginale minime. -

Tanaka a sugerat un tratament termic al opaquer-ului (adeziv) ce conține monomerul 4-META.

Brazilay a încercat un tratament propriu, folosind răşina 4-META/MMA-TBB fotopolimerizabilă ca legătură între răşină compozită şi aliaje.

Matsumura şi Nakabayashi descriu un tratament propriu cu răşină opaquer 4-META/MMA-TBB, ce conține dioxid de titan şi un adeziv - monomeml 4-META. Opaquer-ul a fost placat pe suprafața unui aliaj de Co-Cr cu conținut crescut m crom. Totuşi, această răşină nu realizează o legătură suficientâ între răşinile compozite şi aliajele nobile. • **Resin-Bonding System** (RBS) elaborat de firma ISODENT se utilizează de mulți ani m Germania şi alte 14 țări cu rezultate mulțumitoare. El a apărut ca o replică simplă şi ieftină la procedeele SIEICOATER, ROCATEC, OVS etc. care necesită dotări speciale de aparatură, deci eforturi fmanciare considerabile.

Sistemul **RBS,** care utilizează un cianoacrilat, îmbunătățeşte legarea suprafețelor metalice de majoritatea răşinilor acrilice şi diacrilice termo- sau fotopolimerizabile.

RBS se prezintă m sistem bicomponent, lichid/pulbere. Eichidul este un etil cianoacrilat stabilizat, iar pulberea conține anhidride, stearați metalici şi diferiți sulfați.

Testul lui Schwickerath certifică rezistența legăturii aliaj-polimer la o forță de încovoiere a componentei metalice mai mare de 300 *[im,* **RBS** formând un strat elastic care amortizează variațiile dimensionale ale celor două materiale.

Sistemul Siloc

Pentru a compensa deficiențele sistemului de legătura Kevloc utilizat îndeosebi la placarea scheletului metalic cu polisticlă şi care prezintă ca dezavantaj faptul că odată cu

creşterea temperaturii scade vizibil rezistenţa adeziunii placajului lâ scheletul metalic, recent firma HERAEUS-KULZER a elaborat un nou sistem de legâtură metal-polimer.

Sistemul de legătură Siloc asigură o legătură chimică şi micromecanicâ între materialul de placare polimeric (Artglass, Dentacolor) şi scheletul metalic. Tehnica Siloc a fost creatâ pentm a realiza un strat intermediar care sâ acopere scheletul metalic şi care să crească rezistenţa legâturii dintre materialul de placare şi aliaj. Temperatura necesară activării stratului de legâturâ este generatâ de iradierea indirectâ a căldurii în camera de activare a instalaţiei Siloc.

7.2.4.11. CONFECŢIONAREA COMPONENTEI FIZIONOMICE LA COROANELE MIXTE METALO-POLIMERICE

Timp de patru decenii, începând cu anii '50, m „caseta vestibulară" a componentei metalice prelucrate, se macheta din ceară viitoarea componentă fizionomică. Urma ambalarea, de obicei orizontală, apoi locul cerii era luat de o pastă acrilică termopolimerizabilă.

Alteori, în această casetă se adapta şi se fixa ulterior o faţetă polimerică prefabricatâ.

Astâzi, **această tehnologie devenită clasică, poate fi socotită pe drept cuvânt perimată,** deoarece prezintă mai multe dezavantaje: **tehnică laborioasâ, rezistenţă mecanică redusâ la interfaţâ** şi aspect cromatic discutabil.

Imediat după ce prima perioadă („optimistă") de existenţă a **RA** s-a încheiat, carenţele acestor materiale au fost rând pe rând dezvâluite. Ca râspuns a urmat o perioadâ de perfecţionare şi optimizare a proprietâţilor lor fizico-chimice. în prezent **RA tind să fie eliminate din tehnologia CMMP** şi a intermediarilor metalo-polimerici, m locul lor insinuându-se **RDC,** mult superioare din toate punctele de vedere. **RDC** au provocat mutaţii semnificative m tehnologia CMMP, reactualizând derby-ul acestora cu CMMC.

Graţie progreselor chimiei polimerilor în general şi a celor realizate în studiul fenomenelor la interfaţa a două materiale heterogene, este posibil ca tot ceea ce socotim m prezent „tehnică de vârf' şi „material deosebit de valoros" să devină m scurt timp clasic sau depăşit.

Până atunci să urmărim m dinamică posibilităţile de confecţionare a componenteloi fizionomice la **CMMP.**

7.2.4.11.1. TEHNICA CLASICA

Tehnica clasică utilizează o râşină acrilică termopolimerizabilă, care se leagă la substratu metalic doar prin retenţii de tip macromecanic. Polimetilmetacnlatul (PMMA) este o râşim neşarjată (neîncârcată, conţinând doar faza continuâ) cu polimerizare liniară.

Proprietâţile **RA** sunt departe de cele necesare unui material ideal de placare. Ele nu aden la suprafeţele metalice decât prin intermediul macroretenţiilor. Răşinile acrilice au un coeficien mare de contracţie liniară la polimerizare care se cifrează la 0,53%, în structura lor putându-s< evidenţia o serie de porozităţi.

Unul dintre cele mai semnificative dezavantaje ale **RA** este **coefîcientul mare d(dilatare termică** (aproximativ 81 x 10^/K) faţă de cel al substratului metalic (aproximativ 14 î

10 ^{6}/K). Astfel, în urma unor variații mari de temperaturâ apar la nivelul interfeței forțe de forfecare (tangențiale).

RA prezintă un modul de elasticitate scăzut şi o **rezistență micâ la abrazie, nepermițând menținerea stopurilor ocluzale şi a DVO.** Aceste răşini prezintă modificări volumetrice importante datorită unei absorbții mari de apâ, cu efecte secundare asupra cromaticii şi stabilitâții lor la interfațâ. Monomeml în general şi monomerul rezidual (nepolimerizat din răşină întărită, circa 2-5%) prezintâ o toxicitate crescută, ceea ce contraindicâ plasarea componentei acrilice m apropierea şanțului gingival sau a crestei edentate.

Pe baza cercetărilor lui Masuhara, a apâmt râşina acrilică PALAKAV (KULZER), ultcrior lansându-se pe piață tipuri similare cum ar fi ORTHOMITE ADHESIVE (ROCKY MOUNTAIN DENTAL PRODUCTS, SUA). Seturile comerciale conțineau monomer **MMA,** polimer **PMMA,** catalizator tri-n-butil-bor (€41^9)38 şi un agent de cuplare 3-metacril-oiloxipropil-1-trimetoxisilan. **Principalu noutate în aceste sisteme sunt compuşii tri-n-alchil-bor care înlocuiesc peroxizii organici** (de obicei peroxidul de benzoil) utilizați la inițierea polimerizării radicalice a MM.

Deşi tipurile mai noi de **RA** sunt mult superioare primelor produse din anii 1950-1960, performanțele lor au fost depăşite de **RDC,**

7.2.4.11.2. TEHNICA MODERNA

Prezentul subcapitol tratează exclusiv etapa de aplicare a răşmilor diacrilice compozite, <?onsecutiv depunerii stratului reactiv de silani sau de alți adezivi (coupling sau bonding agents).

Tehnica modemâ de confecționare a componentelor fizionomice ale **CMMP** utilizează cu predilecție **RDC.** Din rândul lor s-a desprins o gmpă cu destinație aparte - laboratorul de tehnică dentară. Dintre acestea prezentăm sub formă de tabel (tabelul 7.9) câteva produse concepute pentru placarea coroanelor şi protezelor parțiale fixe metalo-ceramice.

Caracteristic pentru sistemele actuale de placare (pe bază de **RDC.)** este depunerea răşinii pe scheletul metalic condiționat, în straturi succesive prin modelaj direct (flg. 7.46.). Modelajul este liber, fiind eliminatâ complet etapa de machetare a componentei fizionomice. Pe parcursul modelajului, straturile de **RDC.** suferă de obicei o prepolimerizare, la sfârşit se realizează polimerizaf-ea finală la parametri superiori, în incinte specifice fiecârui sistem m parte. Cele mai răspândite sisteme la ora actuală sunt cele fotopolimerizabile care combină lumina albastră (X=460 nm.)-contmuă sau stroboscopicâ- cu presiune şi/sau vid. Cu toate acestea, densitatea şi gradul de polimerizare fînală a răşinilor termo-baropolimerizabile sunt superioare răşinilor fotopolimerizabile. Tehnica de lucru pentru o gamă largă de produse oferite pe piață la ora actualâ este redată pe larg m monografia „Coroana mixtâ" (10 şi 11).

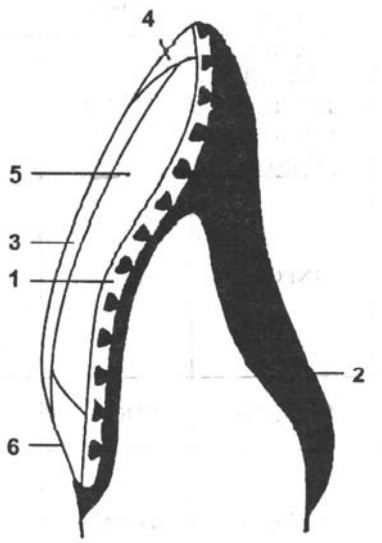


Fig. 7.46. Secțiune V-0 printr-o coroanâ mixtâ metalo-polimericâ: l.-RDC opacă (foto sau termopolimerizabilă); 2,-Schelet metalic din aliaje nobile sau nenobile, sablat şi prevăzut cu macroretenții suplimentare; 3.-RDC pentrii smalț; 4.-RDC pentru zona incizală; 5.-RDC pentru dentină; 6.-RDC pentru zona coletului;

Nr, Crt	Denumire comercială	Producător	Anul lansării	Regim de polomerizare	Aparatur a aferentă	Clasa de RDC după Lutz și Philips	Componenta anorganică	Dimensiunea particulelor (µm)
1	3M 2100	3M	1996	Foto	Orice sursâ • foto cu λ=400-500 nm.	RDC microumplutură heterogenă cu particule prepolimerizate	84,5%	0,01-3,5 medie 0,6
2	ARTGLA88 (inițial 'POLYGLASS)	HERAEUS KULZER	'1995	Fotp	UniXS Stroboscop de 1200W	RDCicroumplutură m omogenâ cu particule de sticlâ	76% (de volum)	medie 0,7
3	BELLE-GLASS	BELLE DE St CLAIRE	1996	Foto Termo și Baro (N2)	TEK-LITE (foto) HP (baro)	RDC microumplutură cu particule de sticlâ	.74%	medie 0,6
4	COLOMBUS	CENDRES et METAUX	1996	Foto	MPa 2000	cnpK-Ui-^ microhibridâ	74,2%	
5	CONQUEST CRYSTAL	JENERIC/ PENTRON	1995	Foto	CURE-LITE	RDC microhibridâ	79%	
6	BRILLIANT DI500	COLTENE	lansat 1989 modificat 1995	Foto	COLTO-LUX50 DI500	RDC microhibridă	78%,	0,04-2,8» medie0,5
7	DIAMOND CROWN	DRN	1993	Foto	DIAMOND Light VLC	RDC microhibridâ	80%	sub 1
8	GLASSCOMPOSITE DENTINE (CRISTAL PA8TE) '	MAJOR	1996 (1990)	Baro Tenno	MINI 200,	RDC microomogenâ		
9	SINFONY	ESPE	1996	Foto	yisio ÂLFAVISIO BETAVARIO	RDC microhibridâ cu particule prepolimerizate și mâcinate	50% (de volum)	0,5-0,7
10	SOLIDEX	SHQTU	1991	Foto	SOLIDI-Ll'l'E Ex.	RDC microhibridă	53% (de volum)	
11	TARGIS	IVOCLAR	1996	Foto	TARGIS QUICK TARGIS POWER	CEROMER	80	0,03-1
12	ZETA	VITA	1995	Foto	m cu ^350-470 nm. și putere 400W	KUL- microhibridâ	44,3	

Tabelul 7.9. (continuare) Câteva RDC utilizate în confecţionarea coroanelor şi protezelor parţiale fixe mixte metalo-polimerice

Nr. crt.	Componenta organică	Densitate comparativă cu ceramica dentară	Absorbţie de apă (%)	Rezistenţă la compresiune (Mpa)	Rezistenţă la încovoiere(Mpa)	Duritate Vickers (Kg/mm)	Gradul de polimerizare
1	BIS-GMA TEGDMA	334*10^{12}de particule / g toate sferice	23,4ug/mm^3 dupa ISO 4049	430	160	78,3 (BARCOL)	superior compozitului 3M2100 lansatîn 1992
2	matrice pe bază de metilmetacrilat		22ug/mm^3		110	40&	
3	• dimetacrilat alifatic • metandimetacrilat •BIS-GMA			413	142-	760	
4	BIS-GMA UDMA			350	155		
5	POLICARBONAT DIMETACRILAT				| 144	775	
6	BIS-GMA		0,012g/cm^3	360	130	85,5	
7	PEX (Phenolic Epoxy Monomer)		0,25	552	231	110	
8	UDMA						
9	BIS-GMA TEGDMA		15^im/mm^3 la 7 zile	400	105.	160	
10	25% copolimeri de râşini multifun-cţionale 22% râşini	'J '. ' '		422	75	422	
11	CEROMER, BIS-GMA, UDMA Decandiol şi trietilenglicol				160	775	• »
12	UDMA şi derivaţi metacrilici		conform normelor	117			

în afară de **RDC** se mai utilizează pentru placare şi răşinile policarbonate, polisticlele şi mai recent ceromerii.

7.2.4.11.2.1. Răşini policarbonate

Pohcarbonatele (fig. 7.47) sau oligocarbonatele sunt polimeri semicristalini care prezintă numeroase avantaje faţă de răşinile sintetice aflate pe piaţă la ora actuală: râşini metacrilice, pe bază de Bis-GMA, epiminice sau uretanice. Aceste avantaje ar fi:

• **rezistenţa la şoc - de 9 ori mai mare decât la compozitele amorfe** - rezultă o rezistenţă mai bună la fracturâ;

• un coeficient de alungire de 60% faţâ de 2% - prezintă o alungire excelentâ, deci o rezistenţă crescută la oboseală;

• coeficient de dilatare termică scăzut;

• absorbţie scăzută de apă;

• biocompatibilitate foarte bună;

• stabilitate cromatică;

• adeziune bunâ la aliaje, ceramicâ etc.

Policarbonatele sunt utilizate dem de mai t* mulţi ani în industria dentarâ, la realizarea **brackets-urilor** şi a **coroanelor provizorii 11 prefabricate,** comportamentul lor optim în mediulbucal nefiind contestat.în general, policarbonatele fac parte dincadrul **polimerilor** care sunt prelucraţi prin termoformare, injectare sau comprimare cu aer fierbinte. Policarbonat — dimetacrilaţii sau

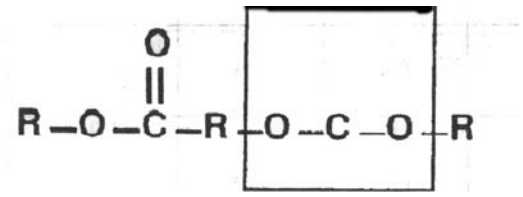


Fig 7 47 Formuia chimicâ a poiicarbonatdor

PCDMA, reprezintă o vamntă m stare fluidă care poate polimeriza m diferite mâduri' **termopolimerizare, chemopolimerizare** sau **fotopolimerizare.**

Proprietăţile elastice ale stmcturii semicristaline a **PCDMA** eliberează, în mare parte, tensiuni antagoniste, care se compensează. Prin amestecarea particulelor mlcrohibride (0,01 3 Hm) de sticlâ bariu—bor—silicatică cu **PCDMA** a adus la realizarea compozitului **Conquest C7B,** un material estetic şi ocluzo-funcţional. Rezistenţa la încovoiere a acestui material este vizibil mai bună decât a ceramicii şi sistemele metalo-ceramice, fiind de *1-A* ori mai crescută decât a altor compozite.

Umplutura din ceramică sticloasă reprezintă 78% din masa totală a compozitului Conquest C/B.

Legăturile care se formează între bor, siliciu şi bariu permit obţinerea unei ceramici -bariu-bor-silicat (BaOB203Si02), care se .remarcă prm stabilitatea chimică deosebită, biocompatibilitate şi radiotransparenţâ.

Indicaţii

Studiile efectuate de către Gracis, Nicholls, Chalumnik şi Youdelis, la Universitatea din Washington au demonstrat că **Conquest C/B este indicat îndeosebi** la realizarea **suprastructurilor pe implante,** deoarece placajul din acest compozit **reduce şocul transmis infrastructurii şi respectiv substratului osos cu** 53-57% **faţă de placajul ceramic şi cu 45-49% faţă de aliajele nobile.**

Conquest C/B este indicat, de asemenea, la realizarea **CM, inlay-urilor** şi **onlay-urilor** care necesită o adaptare marginală crescută (25 p-m), prezentând o prelucrabilitate uşoară şi o rezistenţă la abrazie comparabilă cu cea a smalţului.

Conquest C/B poate fi utilizat şi **direct în cavitatea bucală** - obturaţii estetice frontale şi posterioare, restaurări de bonturi, precum şi repararea şi reoptimizarea unor defecte ale unor placaje.

Anderson, printr-un studiu statistic, a demonstrat că rata fracturilor placajelor din Conquest C/B este de 0,4%, comparabilâ, chiar mai scazutâ ca cea din domeniul metalo" ceramicii.

•

Trebuie subliniat faptul că **PCDMA** aderă chimic la orice aliaj şi de titan, fară să necesite macroretenţii sau tratamente speciale de suprafaţă ale scheletului metalic.

7.2.4.11.2.2. Polisticlele

Mai recent introduse pe piaţa materialelor utilizate în stomatologie, **polisticlele** (sticlele polimerice), prin multiplele lor avantaje, cw^resc o poziţie din ee m ce mai bună. Din această categorie face parte şi **Artglass-ul;** un material fotopolimerizabil bazat pc: tehnologia Microglass, cu rczistenţă şi duritate crescută, care conferă noi standarde calitative penmi **CM,** proteze partiale fixe şi restaurâri integral estetice.

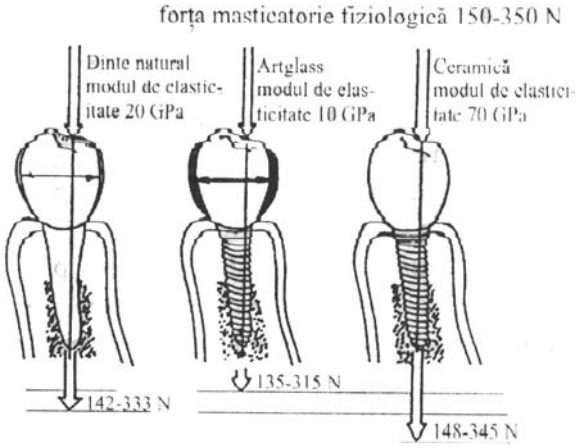


Fig. 7.48. Efectul modulului de elasticitate asupra transmiteni forţelor eXpenenţa noastra nu in ZOna de SpriJin); ocluzale la interfata-dinte-os şi implant-os

Scopul elaborârii Artglass-ului a fost crearea unei **noi clase de materiale dentare care să atingă performanţele ceramicii dentare,** dar care sâ nu prezinte rigiditatea si duritatea „nefiziologicâ" a acesteia. Compoziţia **RDC** „clasice" a fost modificatâ şi îmbunătăţitâ, rezultând în final o **sticlă polimericâ** (o polisticlă).

Dintre proprietăţile fîzice ale polisticlelor amintim pe cele mecanice, cum ar fi duritatea Vickers, rezistenţa la abrazie, la fractură şi la mpere, modulul de elasticitate, precum şi rezistenţa legâturii aliaj-polisticlă. Tot dintre proprietăţile fîzice fac parte şi cele optice, cele mai importante fnnd cromatica şi transluciditatea. Rezistenţa la fracturâ a Artglass-ului se situeazâ în juml valorii dc 1,9 Mpa, m timp ee compozitele şi ceramica au 0,8 Mpa. Rezistenţa la rupere a Artglass-ului (120 ± 10 MPa) este de trci ori mai mare decât cea a dentinei *(^* 40 MPa).

Modulul de elasticitate redus al Artglass-ului permite acestuia absorbţia cnergiei generate m cursul masticaţiei (solicitarea fiziologică fiind de 150—350 N), în timp ce ceramica dentară, cu un **modul de elasticitate mare, transmite aproape integral forţa masticatorie la interfaţa dinte-os sau implant-os** (fig. 7.48).

Artglass este indicat atât pentru restaurări fixe o^t şi mobilizabile. Dintre restaurările fixe enumerăm:

- proteze unidentare (după

- proteze parțiale fixe clasice reduse;
- restaurări adezive;
- suprastructuri protetice pe implante (pentru provizorat de lungă duratâ);
- fațete, inlay-uri, onlay-uri;
- coroane parțiale.

Placarea cu Belle Glass HP

Sistemul Belle Glass **HP,** produs de firma BELLE de St. Claire din febmarie 1996, est(singura polisticlâ (respectiv material compozit), termopolimerizabil sub presiune de azot Produsul are o rezistență la încovoiere de 142 MPa şi o rezistență la compresiune de 442 MP((smalț) respectiv 413 MPa (dentină). Modulul de elasticitate de 13100 MPa, iar cel d(compresiune are o valoare de 4084 MPa.

Compoziția materialului pentru smalț prezintâ o componentă organicâ formată dintr-ui amestec de dimetacnlat alifatic cu UDMA şi o componentă anorganică reprezentată de sticlă d< Pyrex m 74% procente de masâ.

Materialul pentru dentinâ prezintâ componenta organicâ pe bazâ de BIS-GMA ş componenta anorganică pe bazâ de sticlă de bariu m 78,4% procente de masă. Dimensiune;
medie a particulelor este de 0,6 ^im.

Adezhmea la substratul metalic se obține în următoarele etape'

- sablare cu oxid de alummiu 150 |Lim la o prcsiime de 5 bari
- spâlare şi aplicarea imediatâ de Metal Primer.

Straturile de opaquer, dentină şi colet se fotopolimerizează cu lampa TEKLITE (bcc d(tungsten cu o putere de 9000mW/cm^2). Stratul de smalț se termopolimerizeazâ în aparatul HP li o temperaturâ de 135°C şi o presiune de 4 bari cu azot (N^). Absența oxigenului în timpu polimerizârii fînale eliminâ incluziunile de aer care deviazâ lumina incidentă. Se obține astfel ui placaj opalescent cu o transparență accentuată, imitând smalțul natural. Cuptoml HP asigurâ ui grad de polimerizare de 98,5%.

Belle Glass **HP** este ideal pentru toate tipurile de restaurări fixe, de exemplu: incmstații coroane jacket, fațete, placari de schelete metalice pentru proteze mixte, coroane şi restaurăi implanto-purtate, proteze parțiale fixe provizorii de lungâ duratâ - caz m care se poate arma d fibre de pohetilenă UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Linear Polyetilen - pohetilen:
lineară cu greutate moleculară foarte mare). ?>t ; ^1- -'- ' ' anî^u

Fibrele de polietilenă sunt comercializate sub denumirea de CONNECT. Polimerizare sub presiune permite obținerea unei suprafețe extrem de dense care nu abrazează dinți antagonişti. De asemenea se ameliorează şi unele proprietăți fizice ale materialului cum ar fi rezistența la abrazie, estetica şi rezistența la incovoiere,

Fațetele din BelleGlass pot fi reparate şi direct în cavitatea bucalâ.

Placarea cu Colombus v..

Colombus este o polisticlă pusă la punct de cercetătorii francezi de la firma Cendres e Meteaux şi este comercializată din **1995. în Franța circa 200 de laboratoare utilizeaz sistemul m mod curent.** Produsul are o rezistențâ la încovoiere de 155 MPa şi la compresiun de 350 MPa. Modulul de încovoiere este de 8500 MPa, iar cel de compresiune de 4084 MPc Contracția de polimerizare este de 0,12% iar abrazia cu un antagonist natural sub 8 ^im pe an.

Matricea organicâ este formatâ dintr-un amestec de **BIS-GMA, UDMA,** alco?< dimetacrilat, inițiator, pigmenți.

Componenta anorganică este constituită dm **sticlă de bariu** - 74,2% de masâ şi silic pirolitică - 2,8% de masă. •

Legătura chimică cu aliajul se face prin aplicarea unui strat de metal - primer peste care se aplică stratul opac. Metal-primer-ul din tmsă este compatibil cu toate tipurile de aliaje, nobile saunenobile.

Timpul de polimerizare variază m funcție de parametrii sursei foto utilizate. 0 fotopolimerizare rapidă şi de calitate se poate obține cu ajutorul aparatului MPa 2000 dotat cu un tub cu catod rece.

Sistemul COLOMBUS este indicat pentru toate tipurile de coroane şi restaurâri implanto-purtate, inlay-uri, onlay-uri. Este un material fotopolimerizabil radioopac. Asigură o stabilitate ocluzalâ şi dimensionalâ reală. Datorită concentrației mari de sticlâ de bariu prezintă o stabilitate cromatică remarcabilă. Reparațiile se pot face direct m cavitatea bucală cu ajutoml unui set climc disponibil pentru medicul stomatolog, Cu ajutorul acestuia se pot face şi mici restaurări **„chair side^** adicâ în cabinet prin tehnica indirectă, extraoralâ.

7.2.4.11.2.3. Ceromerii. Placareacu Targis

Trei sute de laboratoan? utilizau m Europa, la numai 18 luni de la lansarea m 1996, noul ceromer propus de firmâ ÎVOCLAR: Targis/Vectns. Este VOrba de asocierea a două sisteme:
Vectris, care permite realizarea armâturii nemetalice şi Targis, Câre placheazâ fie armatura nemetalică, fie un schelet metalic din Câdrul unei coroane/punți mixte (tabelul nr. 10 şi tabelul nr- 11).

Tabelul 7.10.

Compoziția celor două materiale Targis - Vectris (% masă)

	Targis Dentină	Targis incizal	Vectris		
			Single	Frame	Pontic
Bis-GMA	9,0	8,7 •	38,6	35,2	24,5
Decandiol dimetacrilat	4.8	4,6	0,5	0,4	0,3
Urctan dimâtacrilat	9,3	9,0	0,1	0,1	0,1
Trietiienglicol dimetacrilat	—	—	9,7	8,8	6,2
Sticlă de bariu	46,2	72	-	-	-
Oxizi	18,2	—	—	—	—
Silicc	11,8	5,0	5,5	5,0	3,5
Catalizatori şi stabilizatori	0.6	0,6	<0,5	<0,4	<0,3
Pigmenți	<0.1	<0,1	<0.1	<0,1	<0.1
Fibre de sticlă	-	-	45	50	65

Tabelul 7.11.

Procentele de mcârcătură anorganică, rezistența la fracturâ şi modulul de elasticitate pentru Targis comparativ cu alte materiale

	Umpluturâ Anorganicâ (%)	Rezistența la încovoiere (MPa)	Modulul de elasticitate (MPa)
Artglass (Kulzer)	72	120	9000
Conquest (Jeneric Pentron)	79	155	8500
Columbus (Cendres et Metaux)	77	160	12000
Targis (Ivoclar)	80	150-160	10000
BelleGlass (Belle de St. Claire)	74	150	9655

Caracteristicile şi compoziția ceromerilor

•Rezistența la încovoiere Targis: 160 MPa (± 10) îi asigură o bună rezistență la fractură. Comparativ dăm câteva valori pentru: compozite - 40/80 MPa, ceramică - 80 MPa şi Empress -250 MPa.

•Modulul de elasticitate al Targis-ului este de 12000 MPa, iar al Vectrig-ului, de 16000 MPa (± 900).

• Duritatea Vickers a Targis-ului este de 775 iar a dentinei de 600/700.

• Gradul de abrazie este de 10 ^im/an, puțin superior față de dinții naturali, fiind un factor limitant al fenomenelor de uzură a antagoniştilor.

Din punct de vedere al compoziției, Targis este format dintr-o matrice organică şi o încărcătură anorganică care atinge 80% de masâ, respectiv 70% de volum.

Aplicarea Targis-ului pe suprafața aliajuhii se face m straturi succesive. Fiecare strat este polimerizat timp de 10 secunde cu ajutoml lămpii de fotopolimerizat Targis Vectris. Legătura *w* suprafața metalică se face prin silanizare. Macheta scheletului metalic se confecționează fârs macroretenții, la fel ca şi m cazul metalo-ceramicii. Polimerizarea finală are loc timp de 25 de minute, sub acțiunea combinată a luminii şi căldurii, în aparatul Targis Power.

Pot fi utilizate diferite aliaje, existând chiar un aliaj nobil, elâborat ck firma Williams spccial pcntru placajul cu ceromer: **TARGIS Gold.**

7.2.4.12. REAUZAREA COMPONENTEI METALICE A COROANELOR MIXTE METALO - CERAMICE

Coroanele metalo—ceramice combină rezistența şi acurateţea aliajului tumat cu estetic; maselor ceramice. Utilizarea frecventâ a **CMMC** m ultimii 30 de ani este rezultatul progreselo care s-au fâcut în acest domenm. La ora actuală se înregistrează, în țârile cu o economi' avansată;, o tendințâ de a indica refaeerea eu m^talo-ceramică şi în situațiile când o restaurar protetică mai puțin invazivâ ar îndeplini cu succes aceleaşi cerințe funcționale şi fizionomice. L acest seng, un studiu efectuat m 1986 de Christensen la un număr de 80 de stomatologi relevă c 70% dintrc aceştiâ mdică fefacerea cu **CMMC** a dinților posteriori **la 70-100% din cazuri,** îi **timp ce aceeaşi practicieni preferă coroane parțiale sau turnate din aliaje nobile pentn premolarii sau molarii proprii!** (25)

Metalo-ceramica pretinde utilizarca unor aliaje spcciale, elaborate de producâtoi exclusiv în acest scop. In acest sens existâ o compatibilitate între diferite aliaje şi anumitc mas ceramice.

Exemplificâm în tabelul 7.12, compatibilitatea aliajelor elaborate de firma METALOF cu anumite mase ceramice.

Până de curând, componenta metalică a unei **CMMC** se putea realiza doar prin tuman In ultimii ani s-au impus şi alte procedee, dintre care amintim **galvanizarea şi sinterizarea.** C toate că tehnicile de realizare a scheletului metalic tind să se diversifice continuu, **turnare reprezintâ încă procedeul de elecție** pentru obținerea componentei metalice a unei **CMMC** Scheletul metalic tumat trebuie să prezinte o grosime cât mai redusâ, cel puțin dm considerenl de economie tisularâ.

Tabelul7.12.

Mase. Ceramice / Aliaje	Biodent	Ceramco	Creation	Duceram	Francer	Luxor	Vitan	Vivodentitis	Crystar
V-Super	X	x	x	x	x	*x*	x	x	x
V-Gnathos	X	x	x	x	x	x	x	x	x
V-44	x		x	x	x	x	x	x	
V-Classic	x	x	x	x	x	x	x	x	x
V-92	x		x	x	x	x	x	x	
V-Supergold	x	x	x	x	x	x	x	x	x
V-Delta SF	x	x		x	x	x	x	x	
V-Deltabond	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Cerapall 2	x		x	x	x	x	x	x	
Ceradelta	x	x	x	x	x	x	x	x	

Unul din aspectele importante asupra câruia revenim este acela că stopurile ocluzale nu trcbuie să se situeze niciodată pe joncțiunea aliaj-ceramică, ci la o distanță oarecare de aceasta (fig.7.49).

Leibowitch susține că cea mai solidăjoncțiune este varianta a3 din fig. 7.49. (97)

Clasic, după cum am mai amintit, scheletul metalic al **CMMC** se realiza prm turnare din aliaje nobile,, nenobilc şi, mai rccent, din titan. Altemative „nobile" de realizare a scheletelor metalice a **CMMC** sunt reprezentate de **galvanizare, sinterizare, ambutisare** şi **tehnici de frezare CAD/CAM,** fiecare cu avantaje şi dezavantaje, pe care le vom prezenta pe scurt m continuare.

• Schelete metalice turnate

A) Di?i aliaj^ nobile

La aceste sisteme metalo-ceramice tumate, **scheletul metalic are o grosime** de cel puțin **0,3 mm.** Deoarece metalele nobile nu oxidează, toate aceste aliaje trebuie sâ conțină elemente cu potențial oxidant, pentru a permite obținerea unei legâturi stabile de masele ceramice care vor fi arse pe acest schelet.

De curând au fost elaborate aşa-numitele **sisteme low-fusing,** m cadrul cărora, pe un schelet metalic dintr-un aliaj cu conținut crescut m aur se vor arde mase ceramice cu temperatura joasă de sintetizare. Avantajul major al acestor sisteme este reprezentat de faptul, că la o temperatură scăzută de ardere a masei ceramice (650-700'^C), scheletul metalic este supus unor deformări termice minime.

B) Din aliaje nenobile

Din punct de vedere tehnologic, realizarea unei **CMMC** cu schelet metalic turnat din aliaje nenobile nu diferă prea mult de confecționarea unei **CMMC** cu schelet metalic tumat din aliaje nobile.

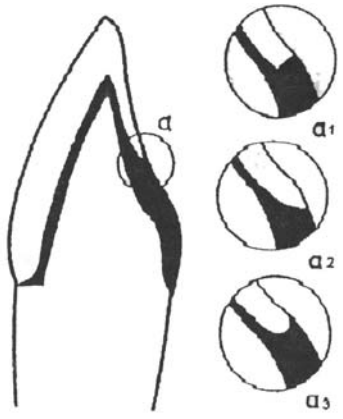


Fig. 7.49. Joncțiunea aliaj—ceramica de pe fața palatinalâ a unui frontal superior (schema): a; zona dc fragilitate maximă. Stopul ocluz.al sc Vâ situa la aproxiniativ 2.5 mm dc aceasta; al. Joncțiune în unghi drept; a2. Joncțiune în pantă linâ; a3. Joncțiune concavă.

în cazul aliajelor nenobile este necesarâ utilizarea unei mase de ambalat cu coeficient crescut de expansiune. Pe aceste schelete metalice vor fi arse mase ceramice convenționale (temperatură de ardere 900-980°C). Deoarece aliajele nenobile au un coeficient de dilatare termică mai crescut, trebuie respectate anumite particularități în fazele de depunere şi ardere a masei ceramice, pentru a evita apariția fisurilor datorate tensiunilor inteme ale scheletului metalic. Aceste fisuri pot apare şi la câteva ore sau zile de la arderea masei ceramice.

C) din Titan

Datorită biocompatibilității sale crescute şi a prețului de cost scâzut, în ultimii ani, titanul a câştigat tot mai mult teren în tehnologia coroanelor şi protezelor parțiale fixe mixte (vezi cap. 20). în general, **titanul** poate fi **prelucrat** prin **turnare, frezare** şi **electroeroziune.**

Datoritâ reactivității sale crescute cu oxigenul şi â intervalului de topire ridicat, pentru tumarea titanului sunt necesare instalații speciale, cu mediu protejat. Masele ceramice care vor fi arse pe un schelet metalic din titan au o temperatură de sintetizare scâzutâ şi un coeficient de dilatare termică adaptat cclui al titanului, pcntru a nu apare fisuri la nivelul placajului ceramic.

• Schelete metalice realizate pe cale galvanicâ

In cadrul tehnicii de galvanizare se realizeazâ prin electroformare o capâ de aur cu puritate crescută (vezi cap. 7.2.4.12.6.1.). Rezistența acestei cape este determinată de durata procesului de galvanizare. Aurul se depune prin galvanizare, strat cu strat, uniform pe toate suprafețele bontului pe care s-a pensulat un lac conductibil de argint, nefiind posibile individualizări morfologice. Uneori, depunerea metalului m zona marginală nu poate fi controlată exact, obțmându-se o grosime mai mare dccât m rcst. Acest exces va fi ulterior redus individual, cu ajutorul instmmentarului rotativ.

Coroanele galvano—Cfcfâmice au, m esență, o rezistență mecanică inferioară față de **CMMC** clasice, dar cxpcncnța clmică a arătat câ oferâ o stabilitate suficientâ atât m zona frontală, cât $i laterală, au un efect fizionomic şi o biocompatibilitate crescută şi realizează o închidere marginalâ mai bună.

Câteva sisteme de galvanizare existente pe piață la ora actuală sunt AGCCR), Gammat®, Plamatic®. Halioform HF 600®.

• Schelete metalice realizate prin sinterizare

In cazul tehnicii de sinterizare (vezi cap. 7.2.4.12.6.2.) se depune pulbere (piliturâ) de aliaj pe bontul duplicat realizat din masa refractarâ şi se arde într-un cuptor convențional de ars ceramica. Pe scheletul metalic sinterizat se vor arde, în continuare mase ceramice conventionale. Unii producători, în funcție de tipul de lucrare protetică care se va realiza, propun diferite tipuri de aliaje sinterizabile.

Acestea diferâ prin duritate, culoare, proprietăți fizice şi prin condițiile de ardere a masei ceramice pe scheletul metalic.

CMMC cu schelet metalic sinterizat sunt indicate atât pentni zona frontală, cât şi pentm cea laterală.

• Schelete metalice realizate prin ambutisare

Ambutisarea reprezintâ o tehnică de prelucrare la rece a aliajelor metalice (vezi cap. 7.2.4.12.6.4.). Pe modelul de gips se va adapta, inițial prin falțuire, o folie de aliaj nobil, cu conținut crescut de aur. Stratul extem al acestei folii este format dintr-un aliaj de aur cu interval scăzut de topire, care prin sinterizare ulterioarâ va permite obținerea unei cape bine adaptate pe bont. Cele mai cunoscute sisteme sunt: Sunrise®, Ultralite® şi Ceplatec®. Principiul de bază al acestor sisteme este acelaşi, diferâ însă foliile utilizate, care pot fi formate dintr-un singur strat de aliaj sau din straturi diferite, succesive. în cadrul sistemului Sunrise®, folia utilizată este

formată dintr-un aliaj de Au-Pt şi are o grosime de 50 ^im. La acest procedeu, stabilitatea capei se obține prin presarea foliei pe bontul mobil într-un dispozitiv special de ambutisare cu o presiune de aproximativ 14MPa.

Pe scheletele metalice obținute prin ambutisarea unor folii de aliaj cu conținut crescut de aur se pot arde mase ceramice convenționale. Adaptarea pe bont a acestor coroane este foarte precisă, de asemenea, şi efectul fizionomic este superior **CMMC** clasice.

• Scheletele metalice realizate prin frezare computerizată

La realizarea scheletelor metalice prin frezare computerizată din blocuri de material confecționate industrial pot fi utilizate aliaje, respectiv metale pure, care m condiții normale sunt foarte greu de tumat şi prelucrat în laboratorul de tehnicâ dentară (de exemplu, titanul, vezi cap. 20). Aceste tehnici de frezare computerizatâ, prin intermediul sistemelor **CAD/ CAM** cuprind, în general trei faze de lucru:

• culegerea infbrmației (dlmensmni, volum, caracteristici morfologice) despre viitoarea piesâ de frezat (m cazul nostru scheletul metalic al unei **CMMC;**

• proiectarea viitoarei piese de frezat cu ajutorul sistemului **CAD;**

•frezarea propriu-zisă a scheletului metalic dintr-un bloc de aliaj, cu ajutorul sistemului **CAM.**

Scheletele metalice astfel obțmutC p0t fl plâCâte eu mase ceramice convenționale. Avantajul sistemelor **CAD/CAM** este reprezentat de eliminarea etapelor de machetare, ambalare şi tumare a scheletului metalic, obținându-se o piesâ cu o adaptare foarte precisă pe bont.

7.2.4.12.1. ALIAJE UTILIZATE PENTRU TURNARE

Pentru realizarea unor **CM** sau a unor **intermediari metalo-ceramici** se pot utiliza atât aliaje nobile (cu conținut crescut sau redus de aur), cât şi aliaje nenobile (fig. 7.50.). în cadml acestora din urmă se remarcâ *o* gmpă nouâ reprezentată de **titan** şi **aliajelc pe bazâ de titan,** Acest metal, al cârei tehnologie de prelucrare s-a fundamentat începând cu anul 1950, a declanşat m jurul său o agitație rar întâlnitâ, care este cunoscută m literatura de specialitate ca **„febra titanului".**

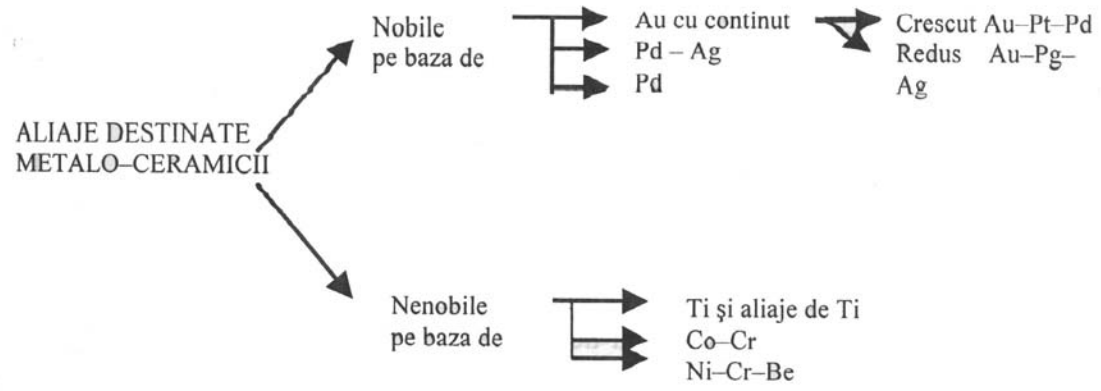


Fig. 7.50. Aliaje destinate metalo-ceramicii

Deoarece acest metal se oxidează chiar la temperatura camerei, stratul de oxizi fiind foarte stabil m timp, el a fost testat şi pentru tehnica metalo-ceramicâ. După unele încercâri m

care aspectele legate de tumarea sa au reprezentat obstacole serioase, la ora actuală problema fost rezolvată în sensul că s-au elaborat şi mase ceramice compatibile cu titanul şi aliajele h (cap. 20).

Aliajele nobile conţin o serie de componente de bază: aur, platină, paladiu etc. Lor 11 s adaugă alte elemente (staniu, fier, iridiu, crom) care asigură formarea stratului dc oxizi necesa legării ceramicii.

Aliajele nobile au un preţ de cost foarte ridicat. De aceea prin anii 1974-1975 au f0! lansate primele **aliaje fără conţinut de aur,** pe bază de **paladiu-argint,** ulterior pe bază c **paladiu-cupru** şi **paladiu-cobalt.** în tehnica metalo-ceramicii se utilizează însă şi **aliaj nenobile** introduse tot din anul 1970. Ele sunt aliaje pe bază de Ni-Cr (Ni-Cr-Be, Ni-Cr-B, Ni Cr-Mo-Si etc.) sau Co-Cr. Aceste aliaje sunt mai ieftine, au o conductibilitate termică de ze< ori mai micâ decât cele nobile, şi o greutate specifică mai rcdusă. Elc prczintâ un interval c topire mai ridicat, o duritate şi rezistenţâ la i-upere foarte mare, dar se **prclucrează mai** grei Dezavantajele constau în fomarea unui **strat de oxizi prea gros, fînisarea şi lustruirea m;**

dificile şi **biocompatibilitate îndoielnică.** în ţara noastră, printre primele încercări de a ar(mase ceramice (BIODENT) pe un aliaj de **Co-Cr indigen** (ROMTECOS) au fost facute de **lul:**

Chira şi colectivul Disciplinei de Propedeuticâ din Clvj-Napoca.

Cu toate că apariţia unei game largi de lianţi a eliminat uneori etapele de oxidare, aproa];

toatc aliajcle destinate metalo ceramich au în compoziţia lor o serie de elemente care asigu formarea stratului de oxizi (la aliajele nobile ele reprezintă adaosuri în timp ce la cele nenobi sunt pârţi componente).

Beriliul din componenţa unor aliaje (adăugat pentru controlul formării oxizilor) es **carcinQgen, fiind toxic pentru tehnicienii care prelucrează fără mascâ şi sistem de aspiraţi Nichelul** are un cunoscut potenţial alergic: 5% **din populaţie este sensibilă la** Ni.

Rarele dermatite de contact care apar în jurul unor proteze ce conţin Ni sunt m frecvente la femei decât la bârbaţi.

0 altemativă ieftină la aliajele tradiţionale a fost înlocuirea componentelor nobile d aliaj cu elemente mai ieftine, de exemplu Cu sau Co. Din pâcate, aceste elemente determi:

formarea unui strat închis dc oxizi şi rczistenţă mecanică redusă la temperaturi înalte.

în consecinţă, prin reformulări ulterioare s-a înlocuit cuprul sau cobaltul cu arginti Unul dintre cele mai mari dezavantaje ale aliajelor pe bază de Ag este modificarea culorii mas ceramice, aşa—zisa înverzire a placajului.

Putem concluziona că la ora actuală nu existâ nici un sistem metalo-ceramic care să] prezinte dezavantaje, fie ele financiare sau tehnologice.

7.2.4.12.2. CATEVA PARTICULARITĂŢI PRIVIND MORFOLOGIA COMPONENTEI METALICE

Coroana mixtă metalo-ceramicâ trebuie sâ răspundă la trei imperative: **fîzionom ocluzo-funcţional şi rezistenţă mecanicâ.** Faţă de aceste imperative practicianul va adopta atitudine diferenţială pentru zona frontala şi cea de sprijin.

în legâtură cu morfologia machetei scheletului metalic există o serie de similitudini în variantele propuse de Weiss (pentru aliaje nenobile), Asami Tanaka (pentm aliaje de Pd-Ag) McLean, pentru care absenţa pasajului fluxului" luminos prin zonele proximale este responsa de aspectul **„fără viaţă"** caracteristic unor **CMMC** (fig. 7.51. a, b, c).

Dar ceramica dentară este, în general, un material mai dur decât smalțul, ceea ce poate genera prejudicii antagoniştilor naturali mai ales la pacienții cu parafuncții. în acest sens Leibowitch şi Perelmuter prezintă două variante de protecție metalică ocluzală pe fețele orale ale frontalilor superiori (fig. 7.51. e şi f). în situația în care **CMMC** este element de agregare, soluțiile lui McLean devin nerealizabile. în fig. 7.51, g, h, i, j, se pot urmări morfologiile proximale ale machetelor **CMMC** ca element unitar şi ca element de agregare. în zona de sprijin există mai multe posibilități de machetare a componentei metalice. Astfel Hobo şi Shillingburg, ca şi Miller sunt adepții realizării unor suprafețe ocluzale metalice (fig. 7.52. a, c). Pe de altă parte McLean şi Harter au prezentat solutii originale „mai fizionomice" (fig. 7.52. d).

Macheta scheletului metalic al unei **CMMC,** de regilă, trebuie astfel conformată încât să îndeplinească următoarele obiective:

- susținerea masei ceramice;
- asigurarea stabilității scheletului metalic;
- respectarea cerințelor fizionomice;
- conturarea marginală;
- realizarea unei treceri corecte aliaj-ceramică;

• Susținerea masei ceramice

în cadrul tehnologiei metalo-ceramice, având m vedere proprietățile fizice ale masei ceramice pe bază de feldspat, aceasta trebuie susținută corespunzător de componenta metalică. Macheta scheletului metalic trebuie conformată astfel încât solicitările ocluzale functionale sâ fie

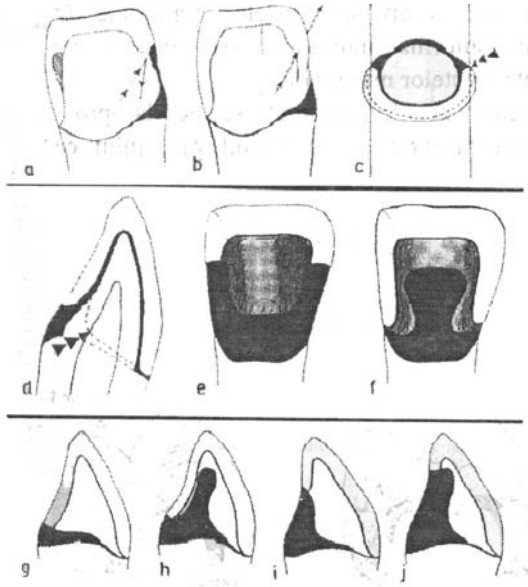


Fig. 7.51. Macheta componentei metalice a CMMC în zona frontală. Variante morfologice: a) aripioara metalică opreşte şi reflectă fluxul luminos; b) traiectul luminos nu mai este oprit; c) secțiune orizontală (McLean) care permite trecerea luminii; d) secțiune V-0, linia punctată marchează conturul proximal de degajare (McLean); e) sprijin ocluzal în formâ de "U"; f) această morfologie permite prelungirea pe aliaj a traiectului ghidajului anterior, cu efecte benefice asupra transluciditătii în zonele proximale; g) macheta unei CMMC ca element unitar (sectiune V-0); h) macheta unei CMMC ca elemcnt de agregare; i) macheta unei CMMC ca element unitar cu protecție ocluzalâ metalică; j) aceeaşi protecție ocluzală metalică la o CMMC - element de aeregare.

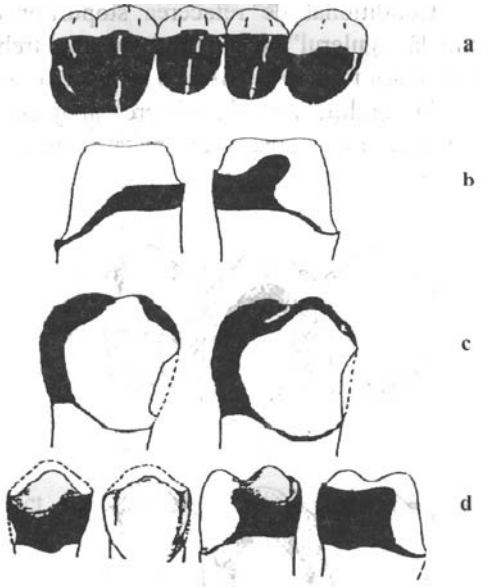


Fig. 7.52. Posibilități de machetare a componentei metalice în zona de sprijin: a) suprafețe ocluzale predominant inetalice (aliaje nobile);
b) profilul machetei unui premolar maxilar, pentru o placare extinsă;
c) soluție propusâ de Shilingburg şi Hobo la premolarii mandibulari mai ales când antagoniştii prezintă morfologia ocluzalâ de la poziția "a"; d) soluție de compromis subtil între asigurarea rezistenței mecanice şi fizionomice propusă de Harter.

repartizate uniform, astfel încât să nu apară fracturi şi/sau fisuri la nivelul placajului ceramic (fig.7.53.).

în acest sens, forma, mărimea şi poziția cuspizilor, cât şi grosimea placajului ceramic influențează direct rezistența la solicitările mecanice ale acestuia. Astfel, la nivel ocluzal, respectiv incizal, cuspizii (marginile incizale) trebuie să fie susținuți corespunzător de scheletul metalic (fig. 7.54. şi 7.56.).

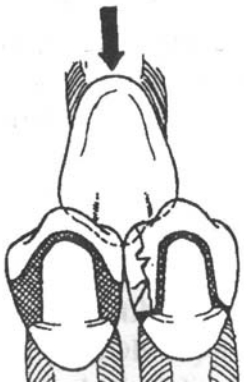


Fig. 7,53, Daea seheletul metalie nu susține eores-punzâtor placajul ceramlc, accsta se va fractura sub acțiunea fbrțelor ocluzale în zonele extreme.

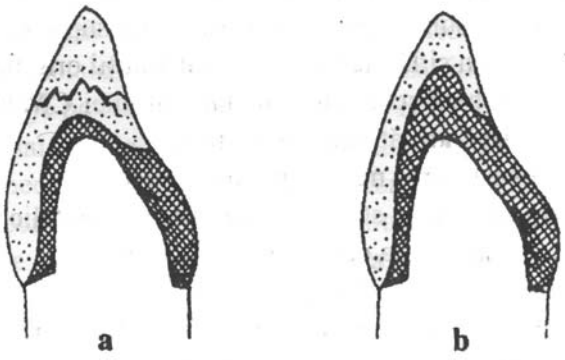


Fig. 7.M, Confwmare gregita (a) si wrwta *W* a scheletului metalic la o CMMC din zona frontala-

Condiționat de refacerea stopurilor ocluzale la nivelul crestelor marginale, m zona proximală „guleruF' scheletului metalic trebuie conformat interdentar spre incizal, respectiv ocluzal în aşa fel încât să ofere o susținere eficientă crestelor marginale.

In condiții normale, trecerea aliaj-ceramică m zonele proximale se face la aproximativ 1 mm sub aria de contact, restaurarea acesteia facându-se la nivelul placajului ceramic (fig. 7.55).

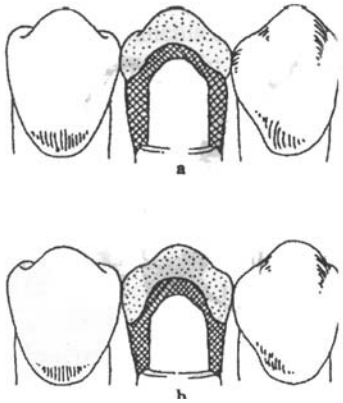


Fig.7.55. Conformare proximală greşită (a) şi -corectâ (b) a machetei la o CMMC din zona laterală.

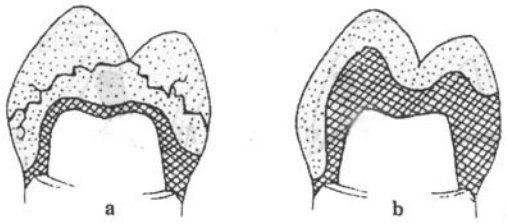


Fig. 7.56. Conformare greşitâ (a) şi corectâ (b) a machetei scheletului metalic la o CMMC din zona laterală.

Când bontul este preparat cu prag drept, scheletul metalic trebuie să se sprijine pe acest prag, oferind o susținere eficientâ a ceramicii m aceastâ zona şi permițând m acelaşi timp realizarea unei închideri marginale optime. Terminația marginală a scheletului metalic trebuie să fie plasată exact la limita dintre porțiunea rotunjită şi cea orizontală a pragului drept (fig. 7.57. b).

Dacă scheletul metalic este conformat ca m figura 7.57. a, există riscul ca placajul ceramic să se fractureze în zona terminală, datorită unei susțineri ineficiente (Strub şi colab.).

• **Asigurarea stabilității scheletului metalic**

în timpul solicitărilor ocluzale funcționale, asupra scheletului metalic acționează forțe de presiune, încovoiere şi forfecare. Deoarece masa ceramică nu tolerează decât foarte puțin eventualele torsiuni ale

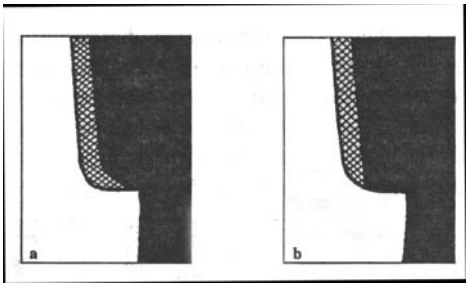


Fig. 7.57. Realizarea incorectâ (a) şi corectă (b) a terminatiei scheletului metalic în cazul unei preparații cu prag drept.

scheletului metalic, acesta trebuie să fie astfel conformat, încât să ofere o rezistență eficientă față de forțele care acționează la acest nivel. Astfel, macheta scheletului metalic trebuie să aibâ un design şi o grosime în concordanță cu cerințele fîzionomice şi funcționale, specifice fiecârei situații clinice m parte. De asemenea, m timpul fazelor de ardere a ceramicii, scheletul metalic este supus unor solicitări termice intense, care, dacă macheta nu a fost corect concepută şi nu are o grosime suficientă, pot duce la deformarea scheletului, cu compromiterea adaptării pe bont şi/sau a închiderii marginale.

• Respectarea cermțelor estetice

Aspectul fizionomic al unei **CMMC** este m strictă dependență cu morfblogia bontului dentar, confomarea şi extmderea scheletului metalic sprc vestibular şi pc fctclc proximak şi rosimea placajului ceramic (flg. 7.58. a şi b)

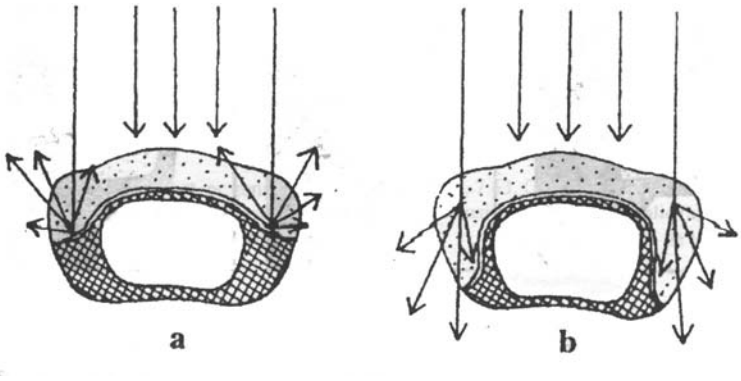


Fig. 7.58. Influența conformării scheletului metalic asupra efectului fizionomic al unei CMMC: a. scheletul metalic este extins prea mult pe fețele proximale. Lumina incidentâ este reflectată, transmisia ei fiind împiedicatâ de către componenta metalicâ: b. schelet metalic corect realizat: lumina incidentâ este transmisă în spațiul interdentar.

Pentru a putea realiza o **CMMC** cu aspect fizinnomic optim, trebuie îndeplinite următoarele condiții:

• preparația marginalâ a bontului să fie sub forma de chanfrein, cu prag drept, cu prag drept circular sau cu prag cu bizou de 1-1,2 mm (fig. 7.59.);

• grosimea scheletului metalic, în funcție de proprietățile fizice ale aliajului utilizat, să fie de 0,2-0,4 mm;

• grosimea minimă a placajului ceramic trebuie să fie de 0,8 mm. La ora actuală se indică,;

pentru a permite transmisia optimâ a razelor luminoase, ca scheletul metalic să se reducă cât mai mult posibil, renunțându-se uneori la coleretă, dar fârâ a periclita rezistența mecanică a acestuia.

• **Conturarea marginală**

Conturarea marginală a scheletului metalic, respectiv adaptarea marginală a **CMMC** pe

bontul dentar are o influenţă directă asupra stării de sănătate a parodonţiului marginal. 0 eventuală supraconturare a restaurării duce la acumularea de placă bacterianâ. încâ din faza de concepere a planului de tratament trebuie avut în vedere ca tipul de coroanâ indicată să fie compatibil cu posibilităţile de realizare a preparaţiei cervicale a bontului. Realizarea preparaţiei cervicale a scheletului metalic trebuie m aşa fel executatâ, încât sâ se obţinâ un contur continuu între bont, colereta metalică şi placajul ceramic (fig. 7.60.).

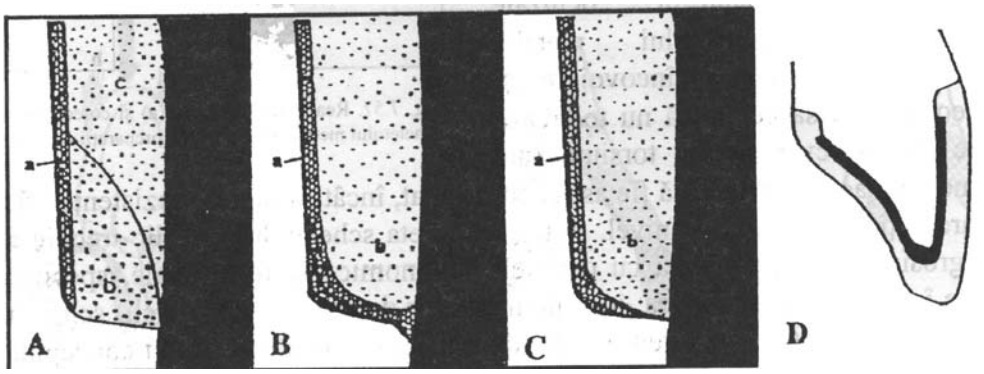


Fig. 7.59. Conformarea terminaţiei marginale a CMMC în funcţie de preparaţia dentară:A. preparaţie cu prag drept; B. preparaţie în chanfrein;C. preparaţie cu prag cu bizou. a. schelet metalice; b. placajul ceramic; c. masa ceramicâ cervicalâ; D preparaţie cu prag drept circular

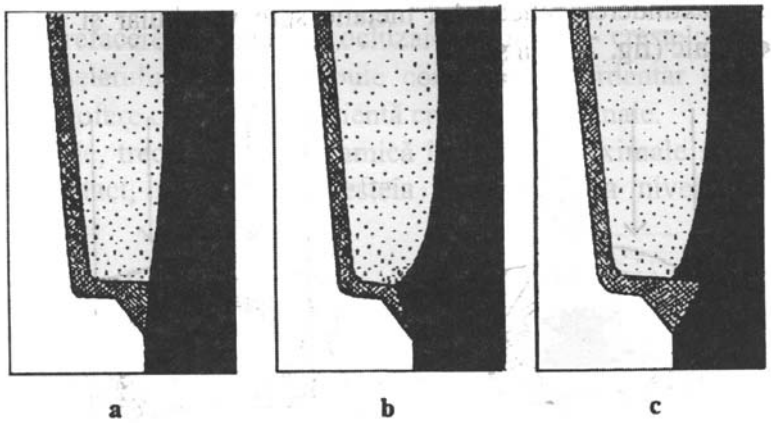


Fig.7.60. Adaptarea unei CMMC pe o preparaţie cu prag cu bizou: a) corect - contur continuu între dinte, colereta metalică şi placajul ceramic;b) infraconturarca scheletului metalic; c) supraconturarea scheletului metalic şi infraconturarea placajului ceramic.

• Trecerea aliaj-ceramică

Trecerea între scheletul rnetalic şi placajul ceramic trebuie sâ fie clar definită. Indeosebi în zona proximală, unde accesul instrumentelor de igienizare este dificil. Trebuie sâ existe o linie de demarcaţie ascuţită, pentru a permite o lustruire optimă atât a suprafeţei metalice, cât şi ceramice. Pe cât posibil, unghiul dintre colereta metalică de susţinere şi ceramică trebuie să fie de 90°(fig.7.61.).

Dacă trecerea aliaj-ceramică nu este clar defmită, la conturarea placajului ceramic sau m faza de lustruire finală poate fi foarte uşor descoperit stratul de opaquer sau, la acest nivel putând apare ulterior fîsuri care vor duce, în final, la desprinderea placajului ceramic.

0 atenţie deosebită trebuie acordată trecerii aliaj-ceramicâ m zona de contact interdentar, respectiv trebuie respectate ghidajele anterior şi canin.

Astfel, stopul ocluzal nu se face la zona de trecere aliaj-ceramicâ. El trebuie realizat exclusiv, fie pe metal, fie pe ceramică. De asemenea, suprafaţa de ghidaj anterior, respectiv canin

trebuie conformată fie din ceramică, fie din metal. Dacă ghidajul se face pe zona de trecere metal-ceramică, va duce aproap^ constant la fracturarea componentei ceramice (figurile 7.62. şi7.63.)

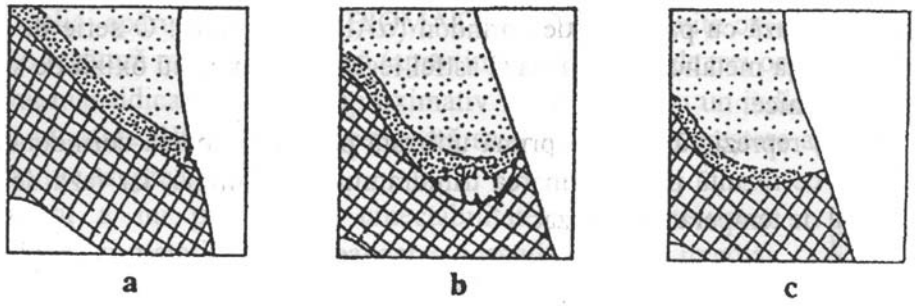


Fig.7.61. Trecerea metal-ceramicâ trebuie să fie net demarcată: a) şi b) conformare incorectă a scheletului metalic;c) realizare corectâ a trecerii aliaj-ceratnicâ.

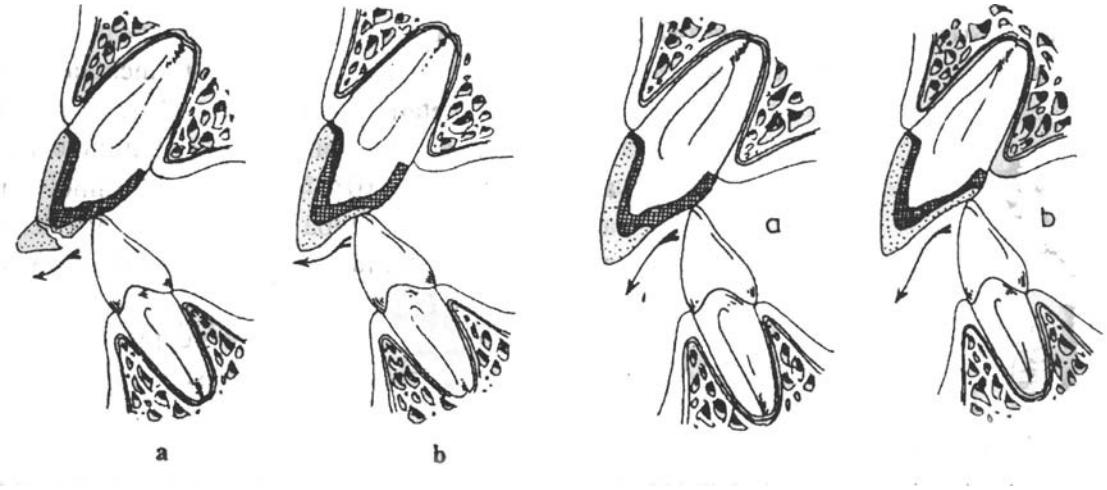


Fig. 7.62 a) Sopul ocluzal incorect, pe zona de trecere aliaj-ceramicâ, cu fractura componentei ceramice;b) stopul ocluzal refâcut corect, exclusiv pe ceramică.

Fig. 7.63. Ghidajul anterior, respectiv canin trebuie refâcut exclusiv pe scheletul metalic (a) sau pe placajul ceramic (b), fără atingerea zonei de trecere aliaj-ceramică.

7.2.4.12.3. PRELUCRAREA COMPONENTEI METALICE

După dezambalare, scheletele metalice se sablează atent şi se decapează. Deoarece nu toți oxizii de la suprafata componentei metalice tumate sunt îndepărtați astfel, aceasta trebuie prelucratâ şi mecanic.

Prelucrarea suprafețelor care urmează a fî placate se face în aceste cazuri cu **freze dure din oțel** (carbid-tungsten, carbid-wolfram+cobalt ca liant) sau **diamantate.** Pentru a nu fi înglobate pe suprafețele metalice, pulberile care rezultâ din aceste prelucrâri trebuie continuu aspirate. "

Se va pâstra **o singurâ direcție de manipulare** a frezelor; **utilizarea gnmelor este interzisă.** Nu sunt indicate nici măcar pietrele ce conțin lianți pe bază de ceramică, deoarece m loc sâ îndepărteze impuritățile, le înglobează m suprafețele metalice (fig. 7.64.).

0 serie de impuritâți pot fî îndepărtate şi cu ajutorul jetului de aburi. Urmează o **decapare cu acid fluorhidric** timp de **15 minute,** după care **scheletul se fîerbe în apă distilatâ. Din acest moment este interzis orice contact al piesei cu mâinile, manipularea ei făcându-se cu o piesă Pean.**

Unii autori recomandâ ca spălarea componentei metalice să se facă în alcool 92% (se va evita soluția de alcool izopropilic 70%, care conține uleiuri minerale şi aromatice care pot contamina suprafața aliajului).

Sablarea se efectuează cu particule de corindon (o-AlzOs - 50|Lim). 0 serie de particule rămân inclavate m suprafața metalică şi realizează astfel legături chimice cu oxizii de siliciu din componența maselor ceramice.

Alumina (Al^Os) reprezintă materia primâ utilizatâ pentru obținerea corindonului, care este un oxid foarte dur ce rezultă prin calcinarea trihidratului de alumină, iar faza de aluminâ depinde doar de regimul de temperatură utilizat.

7.2.4.12.4. CONDIȚIONAREA PRIN OXIDARE A COMPONENTEI METALICE

Pentru asigurarea unei legături strânse între suprafața metalică şi placajul dm ceramicâ, trebuie creat un **strat intermediar de oxizi,** atât la suprafața scheletelor confecționate din aliaje nobile, cât şi a celor nenobile. Aceasta se realizează prin aducerea m stare de incandescență a scheletului metalic la o temperatură de 960-980°C, m prezența aerului, timp de 8-10 minute pentru aliaje nobik şi la 1035°C timp de *Vz* minut pentru aliajek nenobile. După atingerea valorii termice amintite, scheletul metalic se scoate din cuptor şi se răceşte sub un clopot de sticlâ.

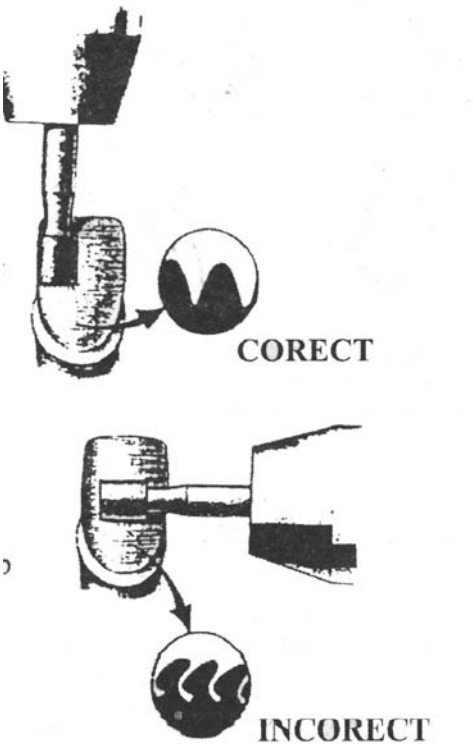


Fig. 7.64. Prelucrarea corecta şi atentâ este esențialâ înainte de aplicarea masei ceramice: a) modul corect, în acelaşi sens de prelucrare; b) prelucrarea multidirecționalâ duce la înglobarea de impuritâti la nivelul suprafeței metalice;

Prin aducerea m stare de incandescențâ a componentei metalice se urmăreşte:

• Anihilarea tensiunilor inteme din structura aliajelor.

• Evidențierea porozităților şi impuritâților care migreazâ spre suprafață putând fi uşor îndepărtate prin frezaj sau sablare. După aceea se realizează o nouă oxidare a aliajului.

Concentrația optimâ de oxizi la suprafața aliajului este evidențiată prin culoarea mai închisă a acesteia. **0 nuanță prea închisă indică prezența unui strat prea gros de oxizi metalici.** Grosimea acestui strat poate fi diminuatâ prin introducerea componentei metalice în HC^, 20% timp ,de 10 minute.

Existâ aliaje, de exemplu, DEGUCAST U, DEGUBOND 4 şl PORS-on 4 la care stratul de oxizi trebuie sâ rămânâ intact. Altele, cum ar fi VERNINOR, DEVA - 4, DEGUPAL U şi BOND-on 4 se resablează cu AbOs (cu particule de 50 um).

Prezenta în cantitati mari a oxizilor de crom (cel mai frecvent CrsOs) dm aliajele de Ni-Cr modifică local coeficientul de contracție al maselor ceramice, favorizând apariția fracturilor şi^ fisurilor la interfață m timpul fazelor de răcire ale unei **CMMC.** Legâturile slabe metalo-;

ceramice ale aliajelor de Ni-Cr-Mo cu un conținut mare de siliciu (aproximativ 3,8%) se datorează formării la interfață a unor silicați fragili. în unele aliaje de Ni-Cr, beriliul are rolul de a regla formarea straturilor de oxizi. Numeroase studii relevă însă caracteml carcinogenetic al beriliului.

Un aliaj apârut mai recent, BIOMATE C (CSM) permite oxidarea controlată a cromului, realizând o legătură metalo-ceramică (aproximativ 60 MPa) de trei ori mai mare decât aliajele cu un conținut mai ridicat de siliciu (aproximativ 7% greutate) şi un indice de rugozitate (22 ± 3%) dublu. La interfața BIOMATE C/ ceramică se evidențiază o creştere a concentrației de Mo, cu efecte pozitive asupra oxidării.

Pentru a nu pierde din umectabilitatea şi reactivitatea stratului de oxizi metalici, după realizarea acestuia se trece imediat la faza următoare, de ardere a primului strat de ceramică. în timpul arderii primului strat (grundul sau opaquer-ul) au loc la interfață multiple reacții chimice care au drept rezultat difuzarea unor componente ceramice spre aliaj şi invers, concomitent cu formarea unor legături între oxizii metalici şi oxizii de siliciu (figura 7.65).

Anumiți oxizi metalici (de exemplu AgzO) produc o colorare neplăcută a maselor ceramice. Problema este pe larg dezbătută în literatura de specialitate. Cea mai simplă soluție este utilizarea unor aliaje fară argint sau a unor mase ceramice care nu reacționează cu oxizii de argint.

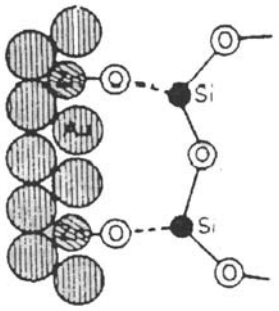


Fig. 7.65. Legături melalo-ceraiTiice pnn mtermediul unor oxizi tbrmați de elementele adâugate în structura aliajelor.

7.2.4.12.5. ALTE POSIBILITĂȚI DE LEGARE A MASELOR CERAMICE DE COMPONENTA METALICĂ

In afara **stratului intermediar de oxizi,** devenit de acum o **modalitate „clasică"** de legare a maselor ceramice dc scheletul mctalic, au fost descrise şi tcstate cu succes şi alte posibilități. Dintre acestea, lansarea unor **agenți de cuplare - CERAMIC BONDING AGENTS** - reprezintă un important pas înainte. De cele mai multe ori aceştia sunt constituiți din pulberi pe bază de aur şi particule ceramice cu aspect spongios.

Aplicarea acestor **agenți de legătură** elimină etapa de oxidare a aliajului prin aducerea lui la incandescență. Ei se aplică direct pe suprafața scheletului metalic (sablatâ şi curată), care urmează să fie placată. I,-,

Tehnica se utilizează cu precădere la aliajele nobile unde s-au înregistrat, comparativ cu tehnica „clasicâ", creşteri ale puterii legâturii aliaj-ceramică.

în cazui aliajelor nenobile puterea legâturii depinde mult de tipul aliajelor şi de agentul de legare utilizat.

Pe suprafețele aliajelor nenobile (de exemplu Ni-Cr) care urmează a fi placate se poate galvaniza un strat de aur (0,02-0,03mm) peste care se aplicâ un agent de legâturâ cum ar fL **IVOCLAR INZOMA P990,** după care se ard straturile de masă ceramică.

Agenții de legătură au următoarele proprietăți:

• asigură o legătură putemică între aliaj şi ceramică, la interfața dintre aceştea;

• realizează legături covalente cu masa ceramică;

• constituie un strat tampon între cele douâ materiale heterogene reducând, foarte mult forțele tangențiale sau de forfecare care apar la interfață m cursul unor variații termice sau sub

acțiunea forțelor ocluzale.

In Disciplina de Propedeutică şi Materiale Dentare a UMF Timişoara a fost utilizat cu succes. **Chrom-Kobalt-Bonding** elaborat de firma **BREDENT,** pe schelete metalice confecționate din **WIRON** 88 pe care s-au ars mase ceramice **VITA.**

în literatura de specialitate au apărut date cu privire şi la alte preparate care îmbunătățesc legarea ceramicii de scheletul metalic, Astfel, firma Degussa a lansat produsele **DECK-GOLD (normal)** şi **DECK-GOLD (fm)** care se prezintă sub formă de paste şi au un conținut crescut de aur. Ele sunt compatibile cu toate aliajele nobile destinate tehnicii metalo-ceramice, elaborate de firma Degussa.

7.2.4.12.6. ALTERNATIVE „NOBILE" ÎN CONFECȚIONAREA COMPONENTEI METALICE A COROANELOR MIXTE METALO – CERAMICE

Progresele şi succesele realizate m domeniul **CMMP** datoritâ utilizării **RDC** au trezit la realitate adepții **CMMC.** Au început să aparâ şi m domeniul tehnologiei **CMMC** o serie de noutăți atât în ceea ce priveşte elaborarea componentei metalice, cât şi a celei ceramice.

Dintre aceste noi tehnici, prezentăm **galvanizarea sinterizarea şi ambutisarea,** procedee prin care se pot obține **componentele metalice ale CMMC.**

7.2.4.12.6.1. Coroane mixte galvano - ceramice

Aurul depus pe cale galvanică are o duritate Vickers mult mai mare - 120-140 HV - (Wirz, 1996) decât auml cu aceeaşi puritate, tumat (20-30 HV). Explicația stă m modul de formare a rețelei metalice. Capa de aur galvanizată se formează prin depunerea succesivă a straturilor de atomi metalici, duritatea mare fiind condiționatâ de densitatea crescută a acestor straturi. Şlifuri metalografice efectuate dintr-un schelet metalic galvanizat arată stmcturi de rețea cristalină strâns împletite, cu ochiuri foarte strâmte.

Adaptarca capei de aur galvanizate este foarte precisă, hiatusul marginal dintre capă şi bont fiind de 18 ***[im,*** spațiu necesar filmului de ciment. Pe această capă poate fi arsă o masă ceramică convențională sau o masă ceramică de tip low-fusing, cu temperatura de sinterizare scăzută. Ar fî ideal ca masa ceramică utilizată să aibă un coeficient de dilatare termica identic cu cel al capei de aur, pentru a nu provoca deformări ale acesteia în timpul arderii.

• **CMGC** realizează un efect estetic foarte bun datoritâ grosimii mici a stratului de aur galvanizat şi a lipsei oxizilor metalici care pot colora uneori masa ceramică.

• **CMGC** sunt mai bine tolerate de parodonțiul marginal decât **CMMC** cu componenta metalică tumată.

• Frețul de uost este mai scâzut.

• **în zona frontală aceste coroane au dat mari satisfactii.**

• **Rezistența mecanicâ a CMGC este** mai **scâzută,** în zona lateralâ observându-se defecte la nivelul suprafețelor ocluzale; de aceea, când se confecționează în această zonâ, grosimea stratului de ceramicâ trebuie să depăşească un milimetru.

Coroanele mixte galvano-ceramice sunt utilizate fie ca proteze unidentare, fie ca elemente de agregare.

Inițial, când se folosea o **CMGC** ca element de agregare, corpul de punte era tumat.

Ulterior s-a realizat şi galvanizarea corpurilor de punte. Una dintre aceste tehnologii este aceea descrisădeKlaus

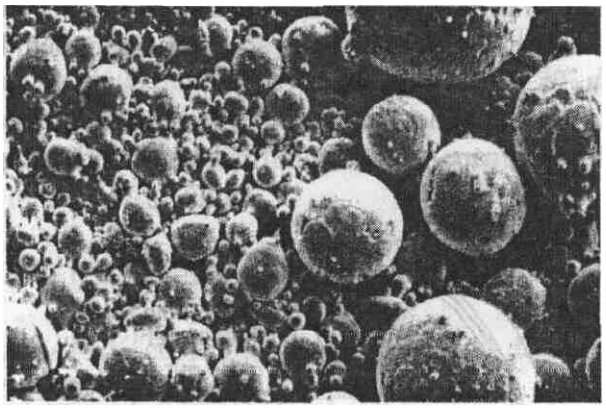
7.2.4.12.6.2. Realizarea componentei metalice prin sinterizare

Cu toate avantajele pe care le prezintă tehnica tumării, ea are şi o serie de dezavantaje: timpul lung de realizare şi erorile posibile din cursul etapelor intermediare. Acestea au determinat găsirea unor soluţii şi tehnologii noi, de obicei împmmutate din industrie. Dintre ele (care permit obţinerea infrastmcturii metalice direct pe model) amintim: **galvanizarea, electroeroziunea, sinterizarea** şi **ambutisarea completată cu sinterizarea.**

O'Doherty, profesor de tehnologie dentară la School of Dental Science din Dublin, descoperă în standurile unei expoziţii intemaţionale (ce a avut loc m octombrie 1986 la New York), o tehnologie care utilizează o suspensie de aliaj pe bază de paladiu ce sinterizează în cadrul procedeului „SINTERLOY PROCESS" al firmei DENPOC din Hacken Sack-New Jersey S.U.A. (fig. 7.66.).

O'Doherty publică în 1989 rezultatele de sinterizare a unor pulberi metalice pe bază de paladiu. Pulberea (aliaj de Pd-Au) se amestecă cu un liant sub formă de lichid rezultând o pastă care se aplică pe bontul confecţionat dintr-un material termorezistent (ceramică). .

După finalizarea modelajului straturile se usucă la o lampă cu radiaţii infraroşii apoi se sinterizează într-un cuptor complet automatizat, SINTERLOY PROCESSOR. După prelucrare se plachează cu ceramică conform procedeelor uzuale.



Fig, 7.66. Aspectul granulat al unui aliaj pentru sinterizare

Costul iniţial al sistemului SINTERLOY a fost de 18000 de dolari, investiţie care se amortizează prin economia de aliaje, energie şi timp de lucru.

Alte două tehnologii care se bazează pe procedeul de sinterizare a unor aliaje, de data aceasta cu un conţmut ridicat de metale nobile sunt: **HERATEC (HERAEUS), DEGUSINT (DEGUSSA) şi AGC (WIELAND EDELMETALLE KG).**

Spre deosebire de HERATEC, DEGUSINT a fost conceput ca o completare la tehnica „clasică" de tumare a infrastructurii metalice. După punerea la punct a procedeului şi o testare prealabilă m condiţii de laborator (1986-1987), DEGUSINT a trecut la experimentări **„in vivo"** începând din 1988. Au fost utilizate pulberile DEGUSINT-U şi G, ultima cu un conţinut ridicat de aur.

Procedeele DEGUSINT şi HERATEC nu reclamă o dotare matcrialâ dc cxcepţie, **etc** putându-se desfaşura cu ajutorul unor cuptoare obişnuite de ars ceramică.

7.2.4.12.6.2.1. Procedcul Heratec

Printre primele informaţii despre procedeul HERATEC se remarcă cele publicate de Kaiser. Procedeul constă în sinterizarea unei paste de aur (Blendgold Spezial) pe o capă de platinâ. Ulterior s-a folosit o pastă de Au-Pd-Ag care se sinterizează direct pe bontul mobilizabil.

Bontul mobilizabil (duplicat), confecţionat dintr-un material termo-rezistent se introduce în pasta menţionată mai sus, care se sinterizează într-un singur strat. *^f^ftfi'*Astăzi tehnologia este total diferită şi încearcâ să elimine deficienţele de ordin fizionomic şi tehnologic caracteristice procedeului iniţial.

Firma HERAEUS a facut progrese importante în acest domeniu şi a reuşit să punâ la punct procedeul.

Prin sinterizarea unor metale (aliaje) are loc un proces de topire superficială a unor particule din compoziţia acestora, la o temperaturâ mult inferioară intervalului lor de topire. Materia primă supusă sinterizârii este o pastă care rezultă prin amestecul unei pulberi (metalice, de obicei, Au sau aliaje ale acestuia) cu un lichid. De cele mai multe ori în pulbere se evidenţiazâ Au, Pt, Pd, Ag.

Capa metalicâ obţinutâ în acest mod este constituitâ din trei straturi suprapuse, sinterizate succesiv, care realizează în fmal o structurâ compactă şi rezistentă.

Cele trei straturi sunt următoarele (fig. 7.67.):

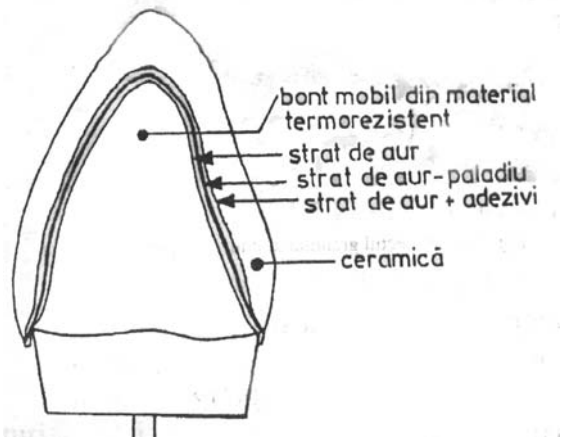


Fig. 7,67. Dispoziţia pe bontul mobilizabil celor trei straturi de metal sinterizat şi componenta ceramică (schema).

• **primul strat din Au** 99%, se sinterizezâ direct pe bontul mobilizabil confecţionat dintr-un material termorezistent; •Jhus .hussi

• **al doilea strat, din Au-Pd,** asigurâ rezistenţa structurii;

• stratul al treilea conţine Au şi o serie de lianţi ceramici care asigurâ legarea de ceramicâ.

Grosimea totalâ a capei este de aproximativ 0,25-0,30 mm. Aceastâ grosime poate creşte prin sinterizarea unor straturi succesive suplimentare de Au şi Pd.

în ciuda conţinutului mare de Au, Schwickerath şi Coca au demonstrat m 1987 rezistenţa la forţe de forfecare a capelor realizate prin sinterizare.

7.2.4.12.6.3. Coroane rtiixte cu schelet dîn titan

în ultimul timp în literatura de specialitate se acordă o atenţie deosebită titanului. Bazele tehnologiei prelucrârn titanului au fost puse m ânli '50.

Constatând creşterea continuă a cifrelor de producţie, apare întrebarea care dintre proprietâţile acestui metal au contribuit la declanşarea „febrei titanului". în vederea obţinerii unor restaurări fizionomice, placarea scheletului de titan reprezintă o etapâ esenţialâ. La fel ca şi pentru celelalte aliaje, existâ posibilitatea placării atât cu **RDC,** cât şi cu mase ceramice.

Scheletul din titan trebuie pregâtit şi condiţionat înainte de etapa propriu-zisă de placare. Pregătirea scheletului constă în **îndepărtarea stratului a - case,** care se formează în urma tumării. După PâBler şi Mann (130) grosimea stratului a - case este de aproximativ 300(J,m. Prezenţa acestuia influenţează negativ adeziunea placajului la gcheletul metalic.

Producătoni tradiționali de mase ceramice au început în a doua jumătate a anilor '80 sâ elaboreze mase ceramice speciale pentru placarea titanului. '

Amintim în acest scop firmele: OHARA, DUCERA, DeTrey şi VITA.

Datorită lipsei de spațiu alocat acestui subcapitol şi nicidecum susținând că sunt cele mai bune, vom trata mai amănunțit doar masele ceramice produse de firmele Ducera şi Vita, față de care avem o anumitâ experiență.

Firma Ducera şi-a început cercetârile m anul 1987, urmârindu-se elaborarea unei mase ceramice compatibile cu titanul (temperatura de ardere sub 882°C, coeficientul de dilatare termicâ apropiat de cel al titanului, transformare cristalină alotropă), care să-şi păstreze însă proprietățile fizionomice, mecanice şi chimice specifice maselor ceramice clasice. Produsul firmei se numeşte DUCERATIN şi prezintâ urmâtoarele caracteristici: solubilitate - 0,019% din greutate; rezistență la încovoiere 85 MPa; coeficient de dilatare termică — 8.,7 f-im/mK;
temperatura de ardere cuprinsâ între 720 *C şi 740 ^C. 24°/o din pulbere este constituitâ din pâfticule sub 40 ^m, iâr restul din particule care nu depăşesc 100 |Lim.

Firma VITA a început cercetârile în 1987. Din punct de vedere fizic şi mecanic proprietățile masei ceramice elaborate de VITA-TITANKERAMIK sunt apropiate de cele atribuite lui DUCERATIN.

La ora actualâ sortimentul de TITANKERAMIK cuprinde o gamâ completâ de culori, inclusiv un BONDER care inhibă, respectiv glazurează stratul de oxizi de titan.

Sistemele ceramice specifice pentru placarea titanului au atins maturitatea doar în urmâ cu 2-3 ani, însâ adeziunea titan-ceramică mai poate fi îmbunâtâțitâ prin reducerea stratului de oxizi de titan care are tendința sâ se formeze în timpul arderii bonding-ului.

Placarea scheletului de titan cu polimeri constituie altemativa mai puțin costisitoare la placarea cu ceramicâ. Experiența noastră în acest domeniu este consistentă.

Se diferențiazâ douâ procedee de condiționare a scheletului de titan m vederea placării cu **polimeri:**

a) realizarea unor straturi cu proprietâți adezive prin procedeele: Rocatec (ESPE), Silicoater MD (KULZER), Kevloc (KULZER), Siloc (KULZER);

b) obținerea unui strat adeziv: Spectralink (IVOCLAR), Sebond (SCHUTZ). în ultimii ani s-au facut progrese remarcabile m efortul de a îmbunâtâți proprietânle mecanice şi fizice ale polimerilor de placaj. Odatâ cu apariția polisticlelor şi ceromerilor se urmăreşte scoaterea placajelor polimerice din „umbra" sistemelor metalo-ceramice, care dețin monopolul şi'în cazul **CM** cu schelet metalic din titan.

Rezultatele clinice obținute cu Artglass (Kulzer) sau Targis (Ivoclar) sunt încurajatoare.

7.2.4.12.6.4. Realizarea componentei metalice prin ambutisare

O variantâ a **CMMC** poate fi considerată şi cea propusă de Shorer şi Whiteman, prin tehnica **Ceplatec.** Tumarea componentei metalice a fost înlocuită cu „bătrâna" ambutisare a unei cape metalice confecționate dintr-un aliaj cu conținut crescut de aur, la fel ca la tehnica Ceralite (Keraplatine-Ultralite). Eventualele completări se fac prin depuneri de pulberi metalice care se sinterizează ulterior. Peste scheletul metalic astfel realizat se aplică un agent de legătură, apoi stratul de opaquer şi ulterior straturile convenționale de ceramică.

Datorită grosimii scăzute a scheletului metalic (în medie de 50 um), aceste coroane sunt mdicate îndeosebi pentru zona frontalâ, tehnicianul având spațiu suficient pentru modelarea

componentei fizionomice conform cerinţelor morfo-funcţionale. Stabilitatea şi rezistenţa mecanică a acestor coroane sunt asemănătoars cu **CMMC** clasice, fapt ce nu le contraindică pentm restaurâreâ ditiţilor laterali. .

Cele mai cunoscute tehnici de realizare a componentei metalice a CMMC prin ambutisare sunt: **Sunrise®** (Tanaka Dental, D-Bad Homburg), **Ultralite®** (S. & W. Dental-med, D-Moers) şi **Ceplatec®** (Ceplatec, D-Krefeld).

Avantajele acestei tehnici sunt-

• eliminarea unor etape tehniee de laborator;
• timp foarte scurt de realizare a capei *(1*-^ minute);
• se poate utiliza orice tip de masă ceramică;
• nu necesită experienţă profesionalâ îndelungatâ;
• efectul fizionomic se apropie de cel aljackct—ului din ceramică;
• **CM** se poate utiliza atât ca proteză unidentară, cât şi ca element de agregare;
• are preţ de cost mai redus;
• este o tehnică rentabilă, care îmbină fizionomicul cu rezistenţa mecanică. Ca dezavantaj poate fî amintită eventuala deformare/fracturarc a bontului dc gips în cursul procesului de ambutisare. Unele sisteme încearcă să elimine acest neajuns pnn utilizarea unei prese izostatice, care exercită o presiune progresivâ, uniformă pe toată suprafaţa foliei, respeetiv bontului. In unek situaţii, datorită grosimii fbartc mici a capci metalice ambutisate, poate apare defoTmarea acesteia în timpul arderii masei ceramice.

7.2.4.12.7. COROANA MIXTĂ METALO - CERAMICA FENESTRATA

Disputa estetică între jacket-ul ceramic şi **CMMC** a dat câştig de cauză jacket-ului şi ulterior coroanelor integral ceramice.

Bosch şi Baldauf (8) au încercat crearea unui hibrid care îmbina rezistenţa mecanică a **CMMC** cu efectul fizionomic al coroaneijacket ceramice. Construcţia poartâ numele de **CMMC fenestrată.**

Indicaţia utilizării coroanelor fenestrate se limitează cu precădere la zona frontală.

Pe suprafaţa vestibulară a scheletului metalic se crează o fereastră, porţiune m care placajul de ceramică va permite să transpară culoarea naturală a dentinei (fig. 7.68).

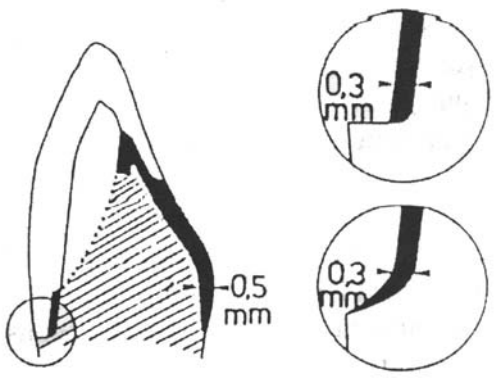


Fig. 7.68. Schema CMMC fenestrate.

Etape clinico-tehnice •Prepararea bontului se face cu prag vestibular care poate fi situat 1 mm subgingival. Acesta urmăreşte conturul festonului gingival până pe feţele proximale. Pe suprafaţa vestibulară se şlefuieşte un strat de 1,2-1,5 mm, iar pe suprafaţa orală doar 0,5

mm. Marginea incizală se şlefuieşte 1,5-2 mm. Pe suprafaţa orală se realizează un şant m formă de „U", care cuprinde şi zona ariilor de contact şi care are rolul de a creşte retenţia scheletului metalic la bont. **Amprenta** se **ia** cu elastomeri de sinteză, în lingura individuală, după una din metodele

descrise (cap. 15).

•**Modelul** se realizează din gipsuri extradure sau din Cu galvanizat, cu bonturi mobilizabile, prin unul din procedeele descrise (cap. 16). Modelul realizat este duplicat de două ori dintr-un material termorezistent.

•**Macheta scheletului mştalic** se realizează din ceară după care se reduce o zonă din suprafața vestibulară realizându-se astfel fenestrația (fig. 7.68.). Pereții componentei metalice vor avea grosimile indicate m fig. 7.68.

• **Tiparul** se realizează prin ambalarea machetei pe modelul duplicat pe care s-a realizat aceaata, iar tumarea prin unul din procedeele cunoscute.

• **Realîzarea componentei fîzionomice:** condiționarea scheletului metalic pentru arderea placajului ceramic se face conform regulilor cunoscute (capitolele 7.2.4.12.4. şi 7.2.4.12.5.). Scheletul se repune pe cel de-al doilea model duplicat pe care se va arde direct masa ceramică (deoarece modelul este confecționat dintr-un material termorezistent, nu este nevoie de interpunerea unei forte de platină în dreptul fencstrației).

• **Indepărtarea masei refractare** din interiorul coroanei se face cu ajutorul frezelor sau prin sablarea cu particule de corindon, după ce m prealabil fețele exteme ale coroanei au fost protejate cu ceară.

Avantajele coroanei fenestrate sunt: preț de cost mai redus datoritâ consumulin mai redus de aliaj (de obicei nobil); efect fizionomie bun, comparabil cii al unei coroane jacket; proprietâți fizico-mecanice foarte bune; poate fi utilizată şi ca element de agregare.

7.2.4.12.8. ALTE VARIANTE DE COROANE MIXTE METALO - CERAMICE

In literatura de specialitate sunt descrise mai multe variante ale CMMC, la care componenta metalică lip8eşte sau este întremptâ în zona cervico-vestibulară. Această modificare a morfologiei scheletului metalic se practică m principal cu intenția de a îmbunătăți efectul fizionomic al CMMC.

- Au apărut şi mase ceramice speciale care se utilizează exclusiv pentru realizarea unor terminații. Aceste terminații care vizează la CMMC zona cervicalâ vestibulară şi/sau vestibulo-proximalâ, iar la incrustațh şi coroane parțiale zona de adaptare marginală (ocluzală), sunt realizate din mase ceramice aluminoase - **frite ceramice cervicale** (Schultermassen). Ele fac parte din masele ceramice care sinterizează la temperaturi înalte (1200-1400°C). Prin adaosul cristalelor de A^Oj se reduce pe de 0 parte coeficientul de contracție la ainteriî'are, iâr pe de altă parte se măreşte rezistența CM la forțe de încovoiere. Punctul slab al acestor variante tehnologice îl reprezmtăjonctiunea dintre masele ceramice care se ard direct pe model (sau pe folii de Au) şi cele care se ard pe componenta metalică.

a) **Tehnica foliei de aur** utilizează o folie de aur de 0,05 mm care se falțuieşte şi bmnisează pe MU, m spațiul rămas liber între capa metalică şi pragul vestibular. Ea se solidarizează la scheletul metalic cu un cianoacrilat. în loc de folie de aur se mai poate utiliza şi o folie de platină care se lipeşte punctat pe scheletul metalic.

Peste acest ansamblu metalic se depun câteva straturi pentru efecte cromatice, apoi se ard straturile de ceramică. In fînal, folia de Au se îndepărtează în mediu umed cu un bisturiu nou.

Tehnicienii experimentați pot renunța la folia de aur sau platină, aplicând tehnica directă cu cianoacrilați. Astfel se sigiliează suprafața bontului cu un strat cianoacrilic care împiedică

uscarea pastei ceramice. Dezavantajul major al tehnicii constă în lipsa de adaptare cervicală a ceramicii, care, nesusținută de folie, se va rotunji în faza de glazurare.

b) Tehnica lui Kuwata este o tehnică directâ care se bazează pe arderea ceramicii la nivelul pragului vestibular liber, fară suport metalic (au fost elaborate mase ceramice speciale pentru realizarea acest^ijoncțiuni dento-ceramice). **CM** a lui Kuwata nu se utilizează ca element de agregare şi nici în zona de sprijin din cauza rezigtenței mecanice precare la nivel cervico-vestibular. Principml metodei constâ m realizarca componentei metalice cu o grosim^ inică (prin tumare), care nu atinge pragul vestibular. în această zonâ ceramica se arde direct pe modelul confecționat dintr—o masâ termorezistenta.

Metoda este rezervatâ tehnicienilor cu cxperiență şi necesită o atenție şi o aeuratețe deosebite. Efectul fizionomic este excelent, iar biocompatibilitatea cu țesuturile parodonțiului marginal este optimâ.

c) „Tehnka cerii" utilizează pentru realizarea zonei cervico-vestibulare un amestec de mase ceramice cu ceară ear® s® depune cu spatula clectricâ după ce **MU** a fost tratat cu un strat izolator. Procedeul se poate efectua m două variante;

1. Varianta „înainte"

în această variantâ zona cervicalâ vestibulară se realizează înaintea arderii straturilor de ceramicâ, dintr-un amestec de ceară specială (de exemplu „Belady") cu pulberi de masă ceramică (raport 1:6 în procente de greutate). Acest amestec se arde direct pe bont într-o etapâ sau două, după care se ard straturile de dentinâ şi smalț. Acestea realizează joncțiunea cu masa depusâ şi arsâ anterior.

2. Varianta „după"

Se procedează m aceeaşi manierâ (amesteeându-se mase ceramice cu temperaturâ de sinterizare joasâ cu cearâ), cu mențiunea câ legătura între zona cervico-vestibularâ şi restul COIXlponentei ceramice se face când aceasta din urmă este m fazâ de biscuit, după care se efectuează glazurarea.

Timpul de preîncâlzire este bine sâ fie prelungit pentru a permite tuturor componentelor calcinabile sâ ardâ, el nefiind acelaşi pentru toate **tehnicile de „joncțiune dento-ceramică".** Există la ora actualâ o serie de produse care se comercializează pentru aceste tehnici. Dintre acestea menționâm „Ceramly" (STE **DURAND - GIRARD LYON).**

d) Tehnica legăturii fotopolimerizabile

în cadml acestei tehnici zona „fierbinte" se realizează dintr-un amestec de pulbere ceramicâ (V.L.C. - BIODENT, în patru nuanțe) cu un lac fotopolimerizabil calcinabil. Amestecul se aplicâ pe bontul izolat până la nivelul schelemlui metalic şi se solidificâ prm iradiere cu un flux luminos, Ulterior se ard restul straturilor de masă ceramică.

e) Tehnica Levy

în 1989 Levy (100) a propus o modificare a tehnicilor directe, cu scopul limitârii unor inconveniente ale acestora. în tehnica directă este practic imposibil sâ se realizeze o condensare corectă a pastei ceramice care sâ previnâ contracția, dar mai ales retracția acesteia, deoarece pelicula subțire de ulei de parafină folosită la izolare se alterează la manevrele de condensare - vibrare. Soluția lui Levy este simplâ: după izolarea bontului cu un lac oarecare se aplicâ pe bont un strat de vaselină care rezistâ operațiunilor de vibrare - condensare, ulterior fiind uşor eliminată printr-o simplă încălzire cu aer cald.

. Umplerea hiatusului cervical care apare după prima ardere, realizatâ printr-o nouâ ardere duce la eşecuri. Levy lârgeşte hiatusul, după care prin tehnica vaselinei se face captuşirea cu

masâ ceramicâ; a doua ardere a acestei zone se face concomitent cu restul maselor ceramice după ce în prealabil s—a asigurat stabilitatea joncțiunii prin aplicarea unui nou strat de lac diluat cu
acetat de etil. Rezultâ şi reducerea numârului de arderi.

Avantajele şi dezavantajele tehnicilor de reahzare a marginilor ceramice fârâ suport metalic sunt sistematizate întabelulnr. 7.13.

Tabelul7.13. Avantajele şi dezavantajele marginilor ceramice fârâ suport metalic

METODA	AVANTAJE	DEZAVANTAJE
Foliei de Au, Pt	-fară ceramică cervicală (esteticâ superioarâ) -adaptare marginalâ bună -suprafața netedă -acumulare redusâ de placă dentarâ	-tehnică dificilâ şi laborioasâ
Suspensiei de ceară	-separare uşoară de pe model	-este necesarâ ceramică cervicalâ -adaptare marginala deficitarâ
Depunerii directe	-puțin consumatoare de timp	-este necesară ceramică cervicalâ -margini rugoase

7.2.4.12.9. SISTEMUL GOLDEN-GATE

Din dorința de a rezolva şi restaura cele mai diferite situații prezente într-o cavitate bucalâ utilizând un singur aliaj, firma DEGUSSA a elaborat sistemul **GoIden-Gate,** care depâşeşte standardele de pânâ acum m stomatologie Astfel, s-a realizat un aliaj nobil extradur, de culoare galben-aurie cu o biocompatibilitate crescutâ şi o **masâ ceramicâ hidrotermalâ,** cu temperaturâ scăzutâ de sinterizare, adaptată exact aliajului. Ambele componente se completează reciproc, asigurând elaborarea unui sistem terapeutic optim, ce permite realizarea unei palete largi de restaurâri protetice, ca de exemplu, **inlay-uri, onlay-uri, coroane** şi **proteze parțiale fixe mixte,** precum şi **suprastructuri pe implante.Masele** ceramice fuzibile la temperaturăjoasă sunt mai puțin abrazive decât masele ceramice clasice.

Aliajul de Au-Pt (Degunorm), pentru mase ceramice de placare, Degunorm pentru lipire, elaborate de Degussa AG (Hanau) şi sistemul ceramic hidrotermal Duceragold, realizat de Ducera Dental GmbH sunt componente ale sistemului **Golden-Gate.** Sistemul este completat de accesoriile protetice Degunorm multiCON I-system (sisteme speciale de menținere, sprijin şi stabilizare). în consecință, sistemul prezintă avantaje atât pentru tehnicianul dentar, pentru medic, cât şi pentru pacient, asigurând noi standarde.

Avantajele sistemului Golden-Gate pot fi sintetizate m felul urmâtor:

• Compatibilitate crescută, estetică şi siguranță ridicatâ

• Proprietățile optime de legăturâ realizează o perfectâ armonie între componentele sistemului;

• Clinic sunt acceptate şi recomandate în viitor;

• Culoarea galben-aurie a aliajului;

• **Manipulare uşoară, economie de timp şi costuri;**
• Uşor dc depozitat;
• Capital de investiţii redus;
• Uşor de prctcurat' un singur fumizor;
• Nu necesitâ o califîcare specială a tehnicianului;
• Tehnologie raţională.
• Compatibilitate cu ultima generaţie de materiale pentru restaurări directe-ORMOCERII (DEFINITE Degussa) care pot fî utilizaţi şi la refacerea unor faţete ceramice deteriorate.

7.2.4.13. REALIZAREA COMPONENTEI FIZTONOMICE A COROANELOR MIXTE METALO - CERAMICE

Masele ceramice destinate arderii pe aliaje metalice se prepară sub formă de pastă şi se aplică în straturi succesive pe scheletul metalic, condensându-se prin diferite metode şi absorbindu-se excesul de lichid cu o hârtie specialâ.

Tehnologia arderii ceramicii în vid a determinat obţinerea unui material dens şi cu transluciditate acceptabilă.

Cu cât numărul arderilor este mai mare, cu atât riscul apariţiei fisurilor şi fracturilor în placajul ceramic este mai mare.

Diferitele mase ceramice utilizate m tehnologia **CM** sunt **bine tolerate, iar din punct de vedere chimic** sunt considerate materiale inerte. Glazurarea lor le asigură o suprafaţă lucioasă, care nu oferă plâcii bacteriene condiţii de adeziune.

Masele ceramice pentru placare se ard la temperaturi maijoase (aproximativ 900-980 °C) decât cele destinate coroanelorjacket ceramice. El& au o rezistenţâ scăzută la tracţhme, de aceea placajul ceramic va fi ferit de astfel de solicitări. Rezistenţa la tracţiune a interfeţei aliaj-ceramică se cifrează la 125-315 kg/cm^2. La încercările de mpere efectuate, fracturile apar m grosimea masei ceramice şi nu la interfaţâ.

Dacă grosimea scheletului metalic este mai mică decât 0,3 mm pot apare tensiuni care duc la fîsurarea placajului ceramic.

în direcţia proprietăţilor cromatice ale maselor de placaj m ultimele două decenii s-au facut progrese mari. Fiecare firmă producătoare a elaborat adevărate **„sisteme cromatice",** care permit obţinerea unor nuanţe şi efecte foarte apropiate de cele ale dinţilor naturali. Şi transluciditatea maselor ceramice se apropie mult de cea a smalţului, permiţându-le să reflecte lumina aproape similar cu acesta.

7.2.4.13.1. SINTERIZAREA MASELOR CERAMICE PE COMPONENTA METALICA

Arderea maselor ceramice pe scheletul metalic al unei **CMMC** sau pe scheletul unor intermediari se face m cuptoare speciale.

Modelele noi de cuptoare oferă m camerele lor de ardere o stabilitate termicâ deosebită, precum şi posibilităţi sporite de control al regimului termic. La aceste cuptoare existâ o constanţă

remarcabilâ a reglajelor, existând o mdcpendenţă a celor doi parametri esenţiali: timpul şi temperatura-

hidiferent de tipul cuptorului, m timpul arderii maselor ceramice şi scheletul metalic al **CMMC** (la 900-980 °C) au loc o sene de fenomene;

•în etapa iniţială. de uscare „la gura cuptorului", lichidul din pastă se evaporâ, iar substanţele organice (lianţii, coloranţii) ard fârâ reziduuri, realizând diminuarea spaţiului dintre particule cu aproximativ 75% (7.69. c);

[1] **•în etapa de ardere la 900-980** °C, conform unîii regim termic bine stabilit de fiecare producâtor, se realizează o topire superficială a particulelor care le scade tensiunea superficială, astfel încât ele încep să „curgă", spaţiile dintre ele micşorându-se pânâ la dispariţie (fig. 7.69.).

Concomitent, în funcţie de regimul termic aplicat, are loc sau nu, o creştere a fazei cristalme. Cnstalele pot depăşi faza sticloasâ în care erau incluse şi sâ se unească cu cnstalele din particulele învecinate.

Fenomenul de topire superficială a particulelor şi unirea lor într-o masă compactă se numeşte **sinterizare*** (fig. 7.69.). în urma smterizării se diminuează spaţiul interstiţial dintre particule, acompaniată de o contracţie volumetrică a ceramicii după ardere cu 27% până la 45%.

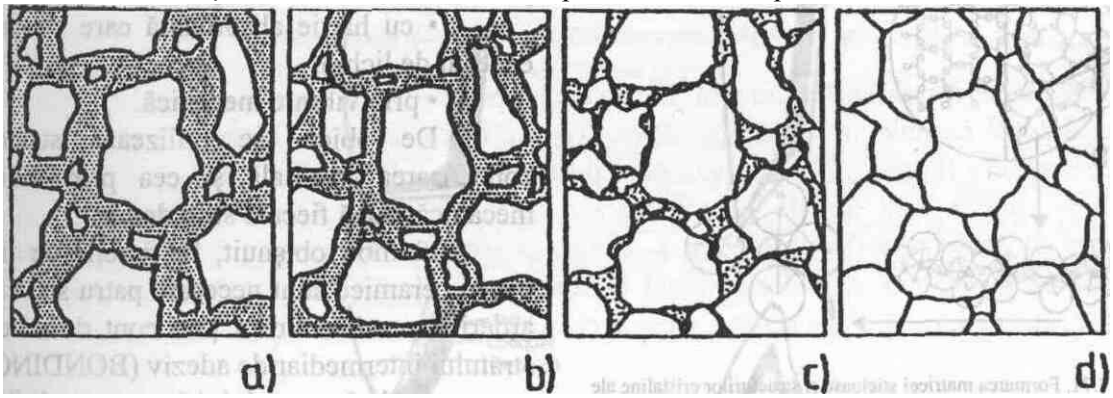


Fig. 7.69. Reprezentarea schematică a procesului de sinterizare:a) masa ceramică modelatâ cu spaţii largi între particule, umplute cu lichid de modelat, lianţi şi coloranţi organici; b) prin densificare (cu instrumente, prin vibrare mecanică şi tamponare), se micşorează spaţiile dintre particule; c) prin uscare la gura cuptorului spaţiile diminuă cu aproximativ 75%; d) topirea superficială a particulelor şi unirea într-o inasâ compactă.

După arderile succesive se formează o stmcturâ chimică bicomponentâ care cuprinde o matrice sticloasă cu incluziuni cristaline - leucitul, mulitul etc. şi un grad mai mic sau mai mare de mcluziuni gazoase. Este de dorit ca numărul arderilor să fie cât mai mic (fig. 7.70. şi 7.71.).

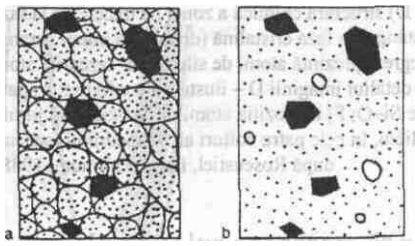


Fig. 7.70. Masă ceramică bicomponentă:
a) înainte de ardere; b) după ardere

---

* Sinterizare (sintar - cuvânt vechi german cenuşă incandescentâ) - procedeu de lipire a pulberilor metalice, ceramice etc. m urma încălzirii şi presării lor. Noţiunea de sinterizare nu caracterizează exclusiv fuziunea particulelor de ceramică, fiind, de asemenea utilizatâ pentru descrierea fenomenelor ce au loc între particulele de metal din cadrul unor tehnici mai recente de elaborare a componentei metalice a **CMMC** (vezi procedeul Heratec).

72.4.13.2. DEPUNEREA, MODELAREA ŞI ARDEREA STRATURILOR DE MASE CERAMICE

Sortimentele dc pulberi (opaquer-uL masele pentru dentmâ, colet, margini incizale, smalț etc.) se amestecâ cu lichidul în godeuri de porțelan sau pe plăci de sticlâ până la obținerea unor paste cremoase. Cu ajutorul pensulelor şi a unor instmmente care fac parte din tmse standardizate (Standard-Vita, Ivoclar ete.), pastele se depun pe suprafețele metalice ale **CM** sau a mtermediarilor într-o anumită succesiune.

Depunerea este urmată de condensare, care se poate face:

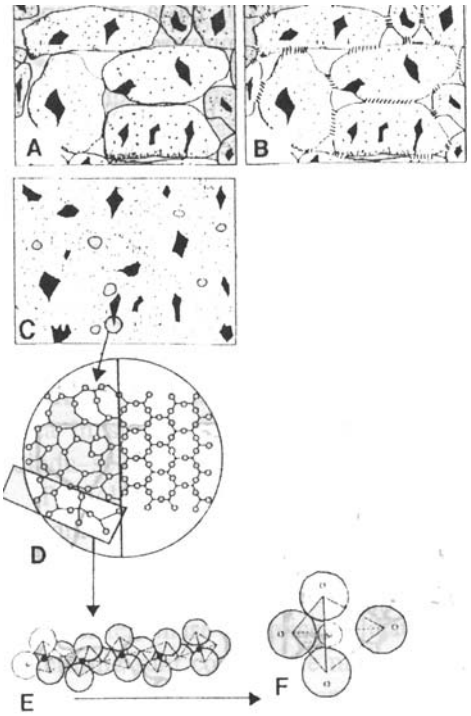


Fig. 7.71. Formarea matricei sticloase şi structurilor cristaline ale masei ceramice (material bicomponent), de-a lungul sinterizării şi a arderilor succesive: A) masa ceramicâ uscată la gura cuptorului, înainte de prima ardere; B) începutul procesului de sinterizare (topirea superficialâ a particulelor); sectoarele haşurate reprezintâ zonele unde curge faza sticloasă, unind particulele de ceramicâ;C) masa ceramică după arderea finală; se observă matricea în care sunt încorporate diferite structuri cristaline şi incluziuni gazoase;D) structura chimicâ a zonei de trecere de la faza sticloasâ (stânga) la faza cristalinâ (dreapta) a masei ceramice; punctele negre reprezintâ atomi de siliciu, iar cercurile atomi de oxigen;E) detaliul imaginii D - ilustrând configuratia spațialâ a lanțului de Si-0; F) dispoziția atomilor de oxigen înjurul atomului de siliciu, în cele patru colțuri ale tetraedrului (schemâ modificatâ după Rosenstiel, Land, Fujimoto, 1988).

..-fîîrînv[1,] [cu] instmmentul **„LE CON"** care presează masa ceramică pe scheletul metalic;

• cu hârtie absorbantă care absoarbe excesul de lichid;

• prin vibrare mecanică.

De obicei se utilizează succesiv condensarea manuală şi cea prin vibrare mecanicâ, după fiecare strat depus.

în mod obişnuit, m funcție de tipul masei ceramice sunt necesare patru sau cinci arderi succesive fără a ține cont de arderea stratului intermediar de adeziv (BONDING):

• arderea gmndului (opaquer-ului);
• arderea stratului de bazâ;
• arderea de corecție;
• glazurarea.

Există tehnicieni experimentați şi dotați cu un simț deosebit al formelor şi culorilor care obțin **CMMC** doar după trei arderi.

A) Depunerea şi ' arderea opaquer-ului

Rolul stratului opac este :

• să mascheze culoarea aliajului;
• să asigure legătura aliaj/ceramică;
• să redea placajului ceramic culoarea de bază;

De obicei este suficientă o singură aplicare, majoritatea maselor opace având o aderență excelentă. In unele tehnologii, înainte de ardere, opaquer-ul se usucă la gura cuptomlui.

Aplicarea opaquer-ului în două straturi, primul foarte subțire şi al doilea normal ca şi grosime garantează o umectare mai bună a scheletului metalic de masa ceramică. Uscarea trebuie fâcută în timp pentru a se evita formarea fisurilor şi porozităților.

Stratul de opaquer trebuie să acopere în totalitate aliajul. în caz contrar, pe suprafețele neacoperite se depune un strat nou, repetându-se arderea. în final stratul de opaquer ars trebuie sâ aibâ culoarea alb-gălbuic. Oncc zonă gn trădcază prezența unui strat prea subțire.

în funcție de preparația dentară şi dc confomiarea scheletului metalic în aceastâ zonâ, depunerea opaqu^r—ului în zona cerYico—vestibulară prezintă o serie de particularități.

Leibowitch (96,97) contraindică preparațiile m prag drept şi înclmat, deoarece acestea pot crea uneori prejudicii estetice şi parodontale (fig. 7.72. A).

în cadrul preparațiilor cervico-vestibulare în chanfrein placajul ceramic se aplică deasupra infrastructurii metalice, iar depunerea opacului paragingival devine inestetică şi poate prejudicia concomitent zona parodontală (fig. 7.72. C-a). Aceste prejudicii se pot manifesta pe două planuri:

a) retenție de placă bacteriană, deoarece opaquer-ul nu se glazurează corect;

b) deficiențe fizionomice prin apariția unei benzi mai albe datorită interpunerii opacului între „ceramica fizionomică" şi aliaj.Kuwata a propus o tehnicâ, „Skim Technique", care eliminâ cele două inconveniente (fig.

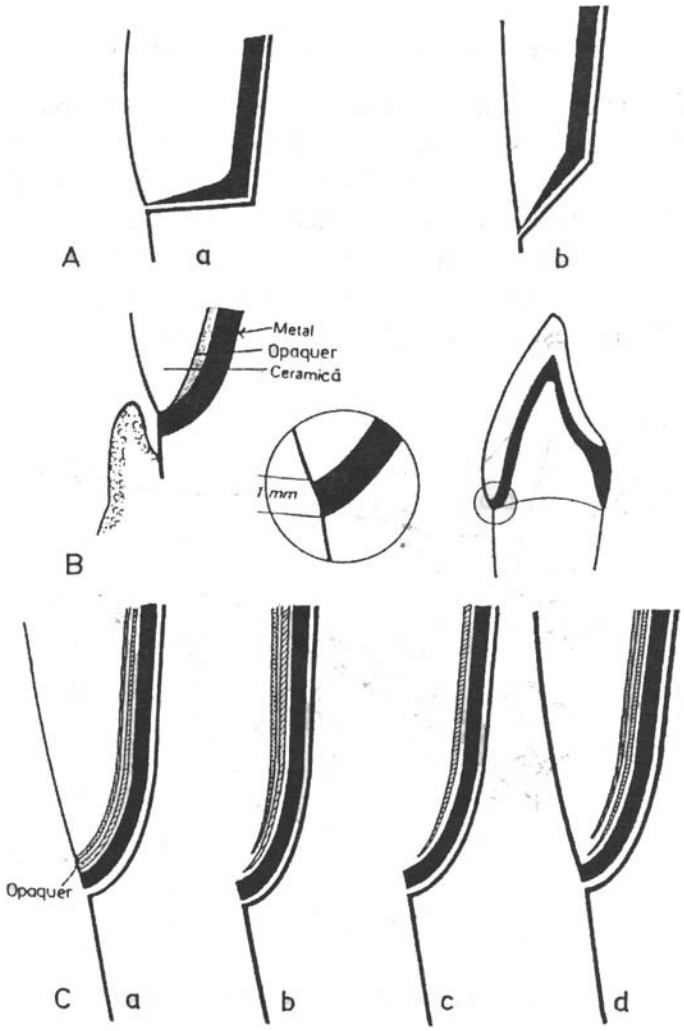


Fig. 7.72. Limita cervico-vestibulară aliaj-cerâmică: A. preparație în prag drept (a) şi înclinat (b) cu efecte inestetice şi care favorizează afectarea parodonțiului marginal; B. preparația cervicală chamfer' (en conge) oferă condiții parodontale mult mai favorabile; C. posibilități de aplicare a opaquer-ului: a) expunerea paragingivalâ a opaquer-ului creazâ prejudicii fizionomice si parodontale; b), c), d) „SKIM TECHNIQUE" a lui Kuwata, care înlaturâ condițiile de mai sus (a).

7.72. C-b). Primul strat de opaquer trebuie sâ fie foarte subțire şi să sc piafdâ pe măsură ce se apropie de limita cervicalâ (fig. 7.72. C-c); al doilca strat îl va acoperi pe primul eu excepțiaunei porțiuni orizontale a chanfrem-ului.

B) Depunerea, modelarea şi arderea straturilor de mase ceramice După arderea opaquer-ului urmează depunerea pastei pentru dentinâ şi smalț (mase principale sau substanțe de bazâ). De regulă, o dată cu acestea se poate aplica şi masa de colet**(**fig.7.73.).

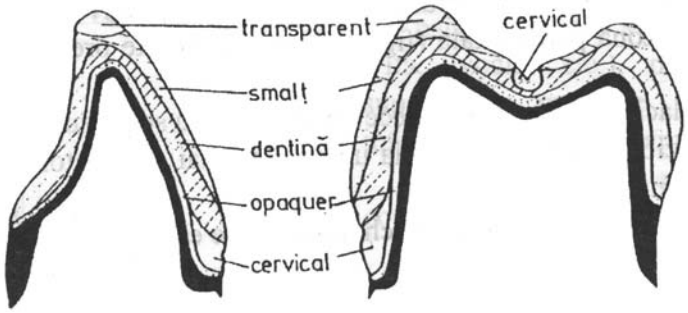


Fig. 7.73. Repartizarea straturilor de mase ceramice în funcție de zonâ

Pastele au consistență cremoasâ. Ele se depun peste stratul de opaquer, succesiv, m portii mari cu ajutorul pensulelor sau al spatulelor. Recent a fost lansat un dispozitiv care transmite vibrații pensulelor (Poreta „S" Pinselvibrator) al firmei M + V Dental GmbH.

Operațiunea este urmatâ de vibrare cu instrumentul Le Con, Roach (fig. 7.74.) şi tamponare cu hârtie absorbantă. Pentru a compensa contracțiile din cursul arderii, coroana se realizează cu un volum supradimensionat m toate sensurile (20-25%). Se schițează crestele marginale, cuspizii, lobulii de creştere, pantele cuspidiene etc.

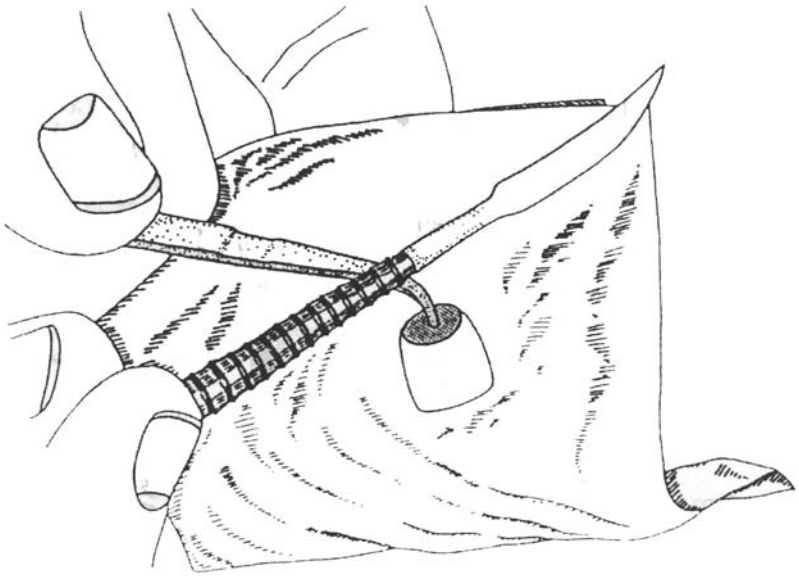


Fig. 7.74. Vibrarea nlasei ceramice cu instrumentul ROACÎH

Coroana se pune pe suportul de ardere, poziționându-se corect pentru a evita deformarea marginilor cervicale. Preîncălzirea se face la „gura cuptorului" cel puțin cinci minute. Ceramica depusâ devine dupâ preîncălzire complet albă, semn câ apa s-a evaporat, iar constituenții organici au ars,

Urmează arderea în condiţii de vid timp de 6-7 mmute la 980 °C (vc?;i di^grama din fig. 7.75.). Supunerea masei ceramice la prea multe arderi va provoca o densificare a matricei sticloase (transformarea stmcturii amorfe m cristale) caracterizată priti crcştcrca cocficicntului de expansiune termică şi opacifiere.

Coroana se aduce progresiv la temperatura de ardere care se menţine constantă pentru scurt timp. După aceasta are loc o râcire progresivă. După scoaterea coroanei din cuptor, se pot constata o serie de deficienţe cu privire la forma şi culoarea ei. în această situaţie, dacă este necesar, se fac o serie de prelucrări cu pietre şi freze diamantate. După aceste şlefuiri de corectură coroana se curăţă sub jet de apâ. Apoi se execută corectările necesare cu diferite mase. După arderea de corectură se fac şlefuirile necesare în vederea obţinerii unor raporturi ocluzale corecte cu antagoniştii.

Acest lucru se face, de obicei, beneficiind de serviciile unui articulator. Adeseori, o serie de corecturi sunt efectuate de către medic în cavitatea bucală.

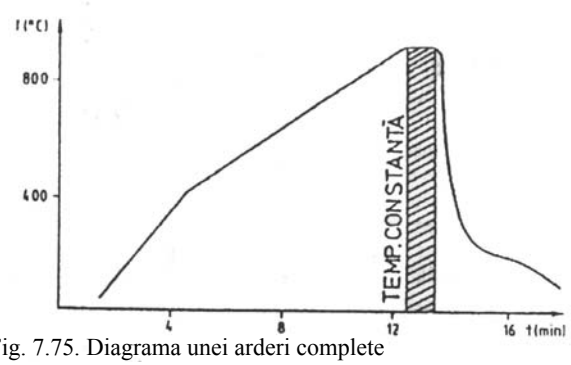


Fig. 7.75. Diagrama unei arderi complete

Glazurarea

Coroana, care din acest moment corespunde tuturor exigenţelor, se curăţă prin diferite mijloace de impurităţile de pe feţele prelucrate. Apoi are loc glazurarea prin aplicarea şi arderea unui strat final superficial de masă transparentă. Operaţiunea se desfaşoarâ timp de trei minute la 930°C (temperatura fiind întotdeauna mai mică decât cea la care se fac arderile straturilor de bazâ) m condiţii atmosferice normale.

Glazurarea nu se desfăşoară în vid pentru că determinâ migrarea la suprafaţă a incluziunilor de aer şi ar conferi un aspect rugos stratului de glazură.

Scopul acestei operaţiuni îl constituie crearea peste straturile depuse a unui strat vitros foarte subţire care să blocheze absorbţia fluidelor din mediul bucal.

Inainte de glazurare, iar m unele tehnici, chiar în cursul desfaşurării acestei etape se mai pot face o serie de artificii cromatice, cu efecte deosebite.

Trebuiesc evitate tendinţele de a efectua **„supraglazurări".** Acestea creează frecvent imaginea de **„dinte fals",** mat, în urma fenomenului de vitrificare m care creşte foarte mult procentul fazei cristaline.

După glazurare, interiorul coroanei se poate sabla după ce placajul ceramic a fost acoperit cu cearâ. In fînal se lustruiesc marginile metalice.

La ora actuală, m rândul ceramiştilor, m afară de glazurare se mai practică şi alte metode pentru tratamentul final al placajului ceramic: **glazurarea naturală** sau **autoglazurarea şi lustruirea.**

Stratul ceramic se autoglazurează dacă este menţinut la temperatura de sinterizare. Mulţi practicieni preferă acest procedeu susţinând că astfel ceramica îşi păstrează textura şi proprietăţile de suprafaţâ. **GIazurarea naturală poate fî efectuată doar în cazul când nu** se **fac multe arderi.** Altfel se pierde capacitatea de avtoglazurare.

Lustruirea se poate face cu sisteme silicouice speciale (de exemplu TRULUSTER, BASSELER USA sau Porcelain Adjustment Kit, SHOFU DENTAL CORP.), fiind indicată doar pe suprafeţe reduse (proximale sau ocluzale). Conform unor studii efectuate în 1991 de

Goldstein rezultă că ceramica lustruitâ corect atinge valori calitative ale ceramicii glazurate, fiind mai puțin abrazivă pe dinții antagomşti (52).

7.2.5. RESTAURARI PROTETICE PRIN SUBSTITUIREA COROANELOR

Succesele obținute m terapia endodontală permit menținerea unor dinți care cu mult timp în urmă erau extraşi. In cazul distrucțiilor coronare masive, după fînalizarea tratamentului endodontic trebuie efectuată restaurarea coronară.

Majoritatea dinților cu tratament endodontic prezintă distrucții coronare întinse, consecințe ale evoluției procesului carios, a obturațiilor repetate şi m final a preparării accesului pentru tratamentul endodontic. Țesuturile dure restante ale acestor dinți nu mai oferă suficientă rezistență şi retenție pentru o restaurare proteticâ cu agregare coronară. **Metoda substituirii constă în înlocuirea coroanei naturale a dintelui cu o restaurare protetică agregată la rădâcină printr-un DCR.** Acestuia i se distinge un segment radicular **(DR)** şi unul coronar **(DC),** ultimul putând fi chiar o coroanâ artificială, când ansamblul poartă numele de **coroană de substituție.** Una dintre conditiile de reuşită a restaurârilor protetice prin metoda substituirii este starea țesuturilor dure radiculare, care trebuie să fie nealterate şi să depăşească (pe cât posibil) rebordul gingival. Desigur că acest lucru nu sc întâlneşte constant m practică, lipsa sau afectarea țesuturilor dure radiculare situându-se adeseori sub nivelul procesului alveolar (fig. 7.76). Multe astfel de râdâcmi sunt extrase zilnic prea uşor. Pentru ca ele sâ poată beneficia de resțaurâri prin **DCR s-a imaginat tehnica egresiilor radiculare.**Rezolvarea problemei prin metode chirurgicale provoacă **alungirea coroanei clinice cu rezultate inestetice (fig. 7.77.).**

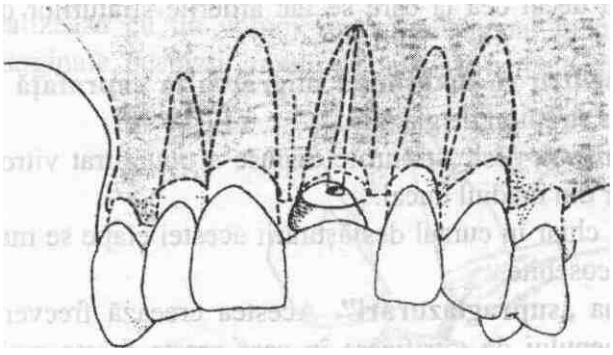


Fig. 7.76. Incisiv central fracturat pânâ la nivelul procesului alveolar

7.2.5.1. EGRESIA RADICULARA

Principiul metodei constă în aducerea rădăcinii într-o zonă cât mai accesibilă, astfel încât să depăşească rebordul gingival. Pentru tracționarea rădăcinii se utilizează diferite dispozitive.Dintre acestea bracket-ul ortodontic este voluminos, inestetic şi dificil de plasat.

Aparatele mobile pot fi şi ele utilizate pentru egresie, dar necesitâ o bunâ colaborare din partea pacientului.

Tduiica lui Osterle şi Wood, pe care o descriem mai jos, utilizează **ancorajul adeziv CU sârmă â rădăcinii de dinţii vecini.** Inițial se face tratamentul endodontic, după care se fixează permanent sau provizoriu un **DR** în rădăcina respectivă. Deasupra **DR** se plasează o coroană provizorie, care menţine spațiul şi restaurează fizionomia pe durata tratamentului. în cazul realizării **DCR** permanent înainte de egresie, acesta va fi mai scurt incizal cu cel puțin 3 mm în scopul creării spațiului necesar mişcării de egresie.

în coroana provizorie se înşurubează un pin **TMS** în centrul meziodistal al feței vestibulare a acesteia, cât mai aproape de gingie, fie direcționat uşor gingival, fie îndoit, pentru a facilita retenția unui elastic ce va fi plasat pe el mai târziu(fig. 7.78.).

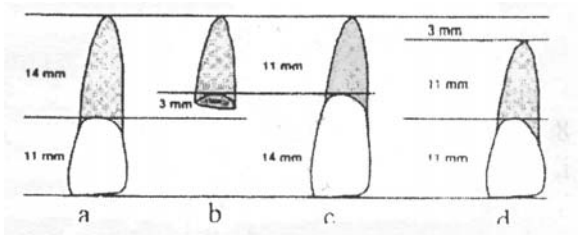


Fig. 7.77. Egresia versus alungirea coroanei clinice prin metode chirurgicale. a. Raportul anatomic normal coroană-rădăcina pentru un incisiv central este în medie de 11:14. b. în exemplul de l'dți'i dintele este fracturat cu 3 mm sub JSC. c. Metodele diirurgicale duc la un raport corono-radicular inestetic de 14:11, d. Extruzia urmata de alungirea chirurgicală a coroanei clinice produce un raport corono-radicular mai stabil şi mai estetic de 11:11, cu o lungime coronarâ normală

Se confecționează un arc vestibular (dintr-o sârmă de 0,7-0,8 mm) prevăzut cu trei bucle (două la extremități şi una centrală în dreptul coroanei). El trebuie să se extindâ pe câte doi dinți de fiecare parte a rădăcinii (fig. 7.79.). Se contraindică aplicarea arcului pe câte un dinte de o parte şi de alta a rădăcinii. între bucla centrală a arcului şi cea a TMS-ului se aplică un elastic. Pentru ca direcția egresiei să fie în axul dintelui baza buclei trebuie să fie în contact cu fața vestibulară a coroanei provizorii.

Arcul vestibular se plasează la nivelul la care va ajunge rădâcina în urma egresiei. Distanța pe care o parcurge rădăcina prin egresie se calculează prin însumarea următoarelor

l.distanța de la punctul cel mai apical al distrucției coronare la procesul alveolar (dacă lipsa de substanță este subcrestală);

2.2 mm pentru distanța între rebordul alveolar şi insertia epitelială;

3.cel puțin 1 mm pentru încercuirea axială verticală a bontului radicular de către viitoarea proteză unidentară, asigurând astfel protectia dintelui împotriva fracturii**(fig7.80.).**

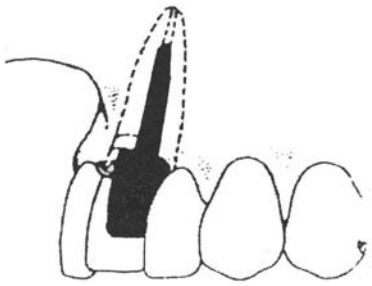


Fig. 7.78. Un pin TMS îndoit este plasat în treimea cervicală a feței vestibulare a coroanei provizorii.

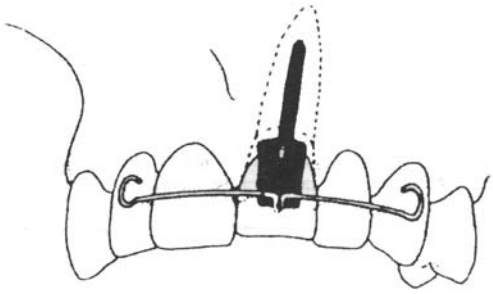


Fig. 7.79. Arcul vestibular se extinde cuprinzând câte doi dinți de fiecare parte a rădâcinii ce se egresează şi e prevăzut cu câte o buclâ la fiecare extremitate, contribuind la retenția răşinii, respectiv o buclă centrală pentru tracționarea rădăcinii.

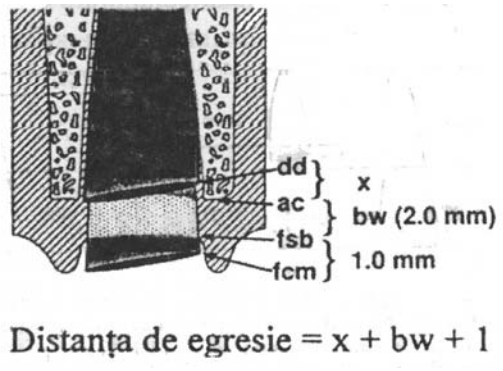


Fig. 7.80. Distanța pe care se va deplasa dintele în urma egresiei se calculează însumând distanța pe care se extinde distrucția infraalveolară a dintelui, cu 2 mm pentru distanța dintre rebordul alveolar şi inserția epitelială, respectiv cu Imm necesar încercuirii axiale a bontului radicular.

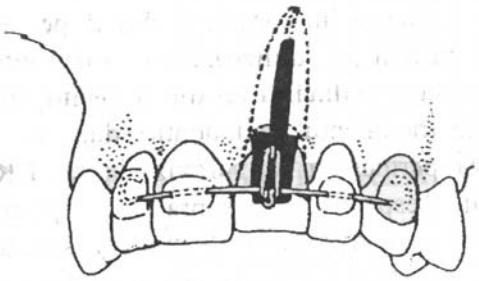


Fig. 7.81. Un elastic unește pinul TMS de pe coroana provizorie cu bucla centrală a arcului vestibular

Dacă pierderea de substanță este razantă la procesul alveolar va fi necesară egresia rădăcinii pe o distanță de minim 3mm.

Arcul vestibular se fixează la fiecare din cei 4 dinți limitrofi cu ajutoml unei râşini fotopolimerizabile. Se va crea un spațiu liber ocluzal de 1 mm la nivelul coroanei provizorii şi se va plasa un elastic între pinul TMS şi bucla centrală a arcului vestibular (fig. 7.81.).

Săptămânal se va verifica ocluzia şi se va schimba elasticul. Dintele migrează de obicei în acest interval cu 1-1,5 mm.

Când pinul TMS a ajuns la acelaşi nivel cu arcul vestibular egresia este încheiată. Se va îndepărta elasticul, care se înlocuieşte cu o ligatură de sârmă între pinul TMS din coroana provizorie şi bucla arcului vestibular (fig. 7.82.). Se verifică ocluzia pentru a nu exista interferențe. Ligatura se va menține cel puțin o lună înainte de a începe următoarea fază a tratamentului.

Osul alveolar şi inserția epitelială vor coborî frecvent împreună cu dintele (fig. 7.83.), **ceea** ce poate atenua sau diminua un defect parodontal existent anterior. Dacă parodonțiul a fost

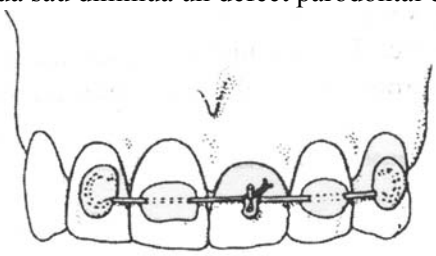


Fig. 7.82. Când pinul TMS ajunge în contact cu bucla arcului vestibular, poziția dintelui trebuie stabilizată printr-o ligatură de sârmâ. Datoritâ nivelului gingival coborât coroana clinică este scurtă.

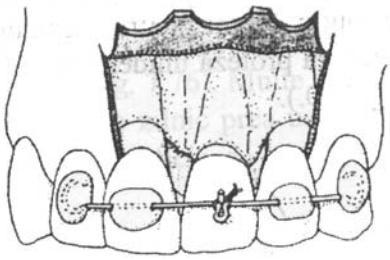


Fig. 7.83. Decolarea unui lambou relevâ faptul că procesul alveolar a coborât odată cu dintele, fiind vorba de un proces de egresie şi nu extruzie radiculara.

normal anterior egresiei, ulterior ar putea fî necesară chimrgia cu lambou pentm a aduce osul alveolar şi gingia la nivelul corespunzător dinților vecini (fig. 7.84). Restaurarea finală se realizează la aproximativ o lună după procedeul chirurgical. în fmal coroana clinică va fi de lungime egală cu cea a dinților vecini. Prezentăm şi o variantă altemativă de ancorare prin elastic a unei râdăcini cu distrucție subgingivală, m cazul prezenței dinților vecini cu procese carioase sau obturații defectuoase. Se

aplicâ un DR acrilic, eu cârlig metalic, cimentat provizoriu în canalul radicular şi un DR orizontal de titan (ParaPost) sau alt material., ancorat adeziv la niyelul cavitâților pr^parate pe dințn vccini. Tracțiunca clastică sc rcalizcază pnn plasarca unui incl dc cauciuc între cârlig şi DR orizontal (fig. 7.86.). , ;,

Inelul de cauciuc se înlocuieşte săptămânal, iar după 3 săptâmâni egresia este încheiată-Se reduce smalțul vestibular şi se corectează chirurgical arhitectura gingivo-osoasă. După 8 săptămâni de contenție şi vindecare a țesuturilor moi se trece la tratamentul restaurator. Dinții, vecini se reconstituie. Rădăcina egresată se restaurează cu ajutorul unui **DCR** tumat şi a unei coroane de înveliş de obicei mixte.

Metoda este simplă şi are avantajul păstrării poziției fiziologice a dintelui, axul acestuia nefiind modificat prin egresie.

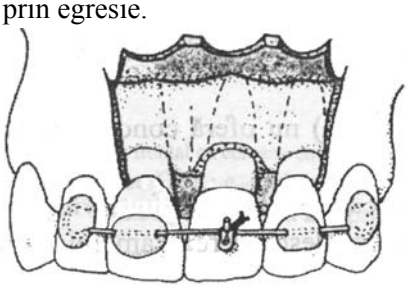


Fig. 7.84. îndepărtarea osului se face pâna la nivelul corespunzător dinților vecini.

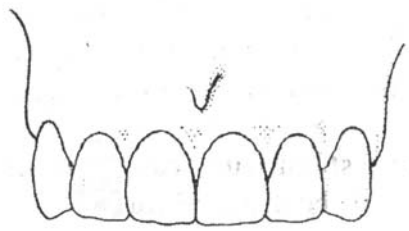


Fig. 7.85. în urma osteoplastiei, restaurarea finală va prezenta o coroană clinică de lungime similarâ cu cele ale dinților vecini.

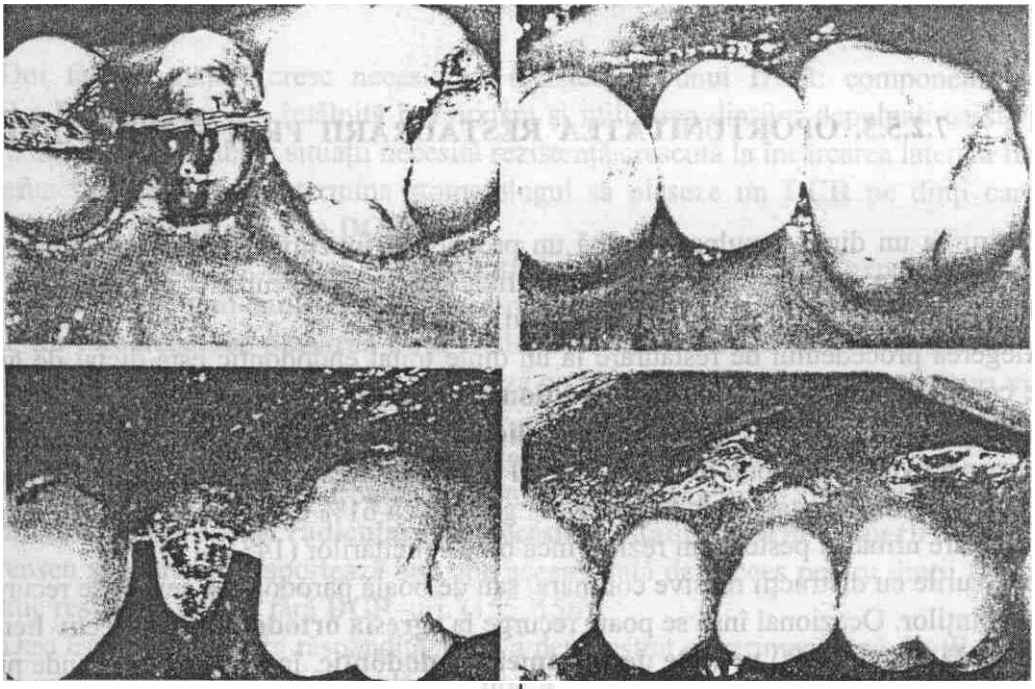


Fig.7.86. a. Inelul de cauciuc ancorat între cârlig şi DR ParaPost orizontal; b. DCR cimentat după egresia ortodontică şi chirurgia parodontalâ;c. Tratamentul finalizat, perspectivă ocluzală. 2.4. şi 2.6. restaurați cu inlayuri ceramice (Celay); d. Perspectivă vestibularâ, coroană metaloceramică la nivelul lui 2.5.

7.2.5.2. INDICAȚIILE ŞI CONTRAINDICAȚIILE METODEI DE SUBSTITUIRE

Metoda de substituire coronară se indică în următoarele situații:

•**Leziuni coronare întinse** de etiologie carioasâ sau traumatică. întinderea leziunii m suprafață şi profunzime contraindicâ adeseori restaurârile prin tehnici directe şi chiar agregarea prin acoperire;

• **Discromii,** urmare a tratamentelor endodontice incorecte la care tehnicile de albire n-au dat rezultate, mai ales la dinții frontali;

•**Anomalii de poziție** care nu beneficiazâ de tratament ortodontic. Prin modificarea angulației coronoradiculare, coroana artificială poate fi integrată în arcul frontal, îmbunătățind aspectul fizionomic şi raporturile ocluzale;

•**Anomalii de formă şi volum** care nu mai pot fi corectate prin coroane de înveliş, agregarea extracoronarâ fiind insuficientă;

•**Dinți abrazați** la care lungimea coroanei (sub 3 mm) nu oferă condiții de retenție şi stabilitate unei coroane de înveliş;

• **Dinți stâlpi scurți cu tratament endodontic.** Indicația include şi dinții vitali, la care în urma preparârii bontului pentm CM sau jacket din porțelan, deschiderea camerei pulpare este inevitabilă;

• **în protezările scheletate** când se indică fixarea pe un dinte a unui anumit mijloc special de sprijin, menținere şi stabilizare.

Contraindicațiile sunt legate de imposibilitatea preparării canalului radicular conform cerințelor impuse de retenția intraradiculară şi de protejarea structurilor dure restante.

7.2.5.3. OPORTUNITATEA RESTAURARII PRIN SUBSTITUIRE

Pentru ca un dinte depulpat să aibâ un prognostic funcțional bun şi sâ servească drept element de agregare pentru o protezâ parțială fixă sau sprijin pentm o proteză mobilizabilă, restaurarea lui trebuie să respecte anumite condiții.

Alegerea procedeului de restaurare la un dinte tratat endodontic este dictat de gradul de distmcție coronară şi de tipul dintelui. **Tradițional un dinte depulpat cu distrucție coronară importantă primeşte un DR pentru „consolidare" şi un DC pentru „protecție".** Studii clinice retrospective recente pun însâ sub semnul întrebării acest mod de gândire. Intr-un studiu realizat pe 220 de dinți tratați endodontic, Ross găseşte câ 61% dinți nerestaurați cu dispozitive coronoradiculare urmăriți peste 5 ani rezistă încă bine solicitărilor (143).

In cazurile cu distrucții masive coronare, sau de boală parodontală severă se recurge chiar la extracția dinților. Ocazional însâ se poate recurge la egresia ortodontică, respectiv hemisecție (în caz de boală parodontală) urmate de tratament endodontic, m special acolo unde pierderea dintelui în cauză va afecta grav funcția ocluzală şi planul de tratament mai ales când implantele dentare sunt contraindicate.

Dacă coroana dentarâ nu este decât parțial afectată şi încărcarea funcțională este favorabilă (de exemplu la nivelul dinților anteriori), m cavitatea de acces endodontic se poate plasa o obturație (fig. 7.87. a).

Dacâ distrucția coronară este importantâ se indicâ restaurarea cu un **DCR** (fig 7.87. b). Molarii sunt de obicei restaurați cu amalgam, compozite sau cu o combinație de unul sau mai multe **DR** prefabricate cimentate în canale şi ulterior solidarizate cu amalgam sau **RDC** (fig. 7.87. c şi 7.87, d).

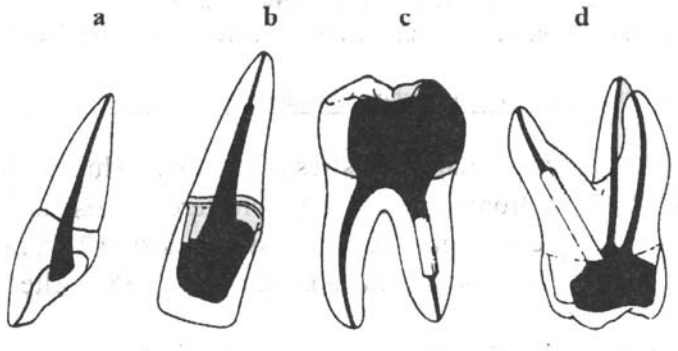


Fig. 7.87. a- dinte frontal cu coroana clinică aproape integrâ, restaurat cu RC; b-dinte frontal CU distrucție coronară masivâ restaurat cu DCR; c-molar mandibular cu DR prefabricat pe canalul distal şi DC din amalgam; d-molar maxilar cu DR prefabricat pe canalul palatinal şi DC din amalgam;

Când este necesar un DCR pe un dinte depulpat?

Răspunsul este relativ greu de dat, datorită multiplelor variante clinice legate de restaurarea cu **DCR.** Majoritatea studiilor cu privire la **DCR** au fost realizate in vitro, evaluând forta tensionalâ necesară îndepărtării diferitelor tipuri. Din nefericire, forțele tensionale sunt aproape absente clinic la nivelul **DCR,** iar forțele laterale prezente la nivelul **DCR** sunt foarte greu de evaluat in vitro.

Doi factori majori cresc necesitatea rezistenței unui **DCR:** componenta orizontală (laterală) a forței ocluzale - întâlnită m bmxism şi utilizarea dinților depulpați ca stâlpi pentru proteza parțială fixă. Ambele situații necesită rezistență crescută la încărcarea laterală funcționalâ sau parafuncțională şi pot determina stomatologul să plaseze un **DCR** pe dinți care, în alte condiții, ar putea fi restaurați fârâ **DCR.** Concluzia clinică desprmsă din literatura de specialitate cât şi din experiența noastră este:

atunci când **persistă mai mult de** 1/2 **din structura dentară coronară** la nivelul unui dinte depulpat, **nu este necesarâ plasarea unui DCR.** Totuşi, dacă existâ forțe ocluzale de intensitate crescută, dacă dintele va fi stâlp pentru o protezâ parțialâ fixă sau dacă prezintă fisuri vizibile, se va recurge la restaurarea prin **DCR.**

Considerații teoretice pentru dinții frontali

Cu, excepția cazurilor de frontali cu obturații proximale mari şi țesuturi dure nesusținute **dinții anteriori cu obturații radiculare nu necesită restaurare prin acoperire (fig.** 7-87. **a şi b)** . Sorensen şi Martinoff raportează aproape aceeaşi rată de succes pentru dinții frontali tratați endodontic restaurați cu sau fară **DCR-uri.** (155, 156)

Deşi este o opinie larg răspândită, nu s-a demonstrat experimental că **dinții depulpați ar fi mai fragili structural decât cei vitali.** Totuşi conținutul în apă al țesuturilor dure este mai scăzut la dinții depulpați. Testele de laborator au evidențiat valori similare ale rezistenței la fractură m cazul frontalilor vitali şi a celor cu obturații de canal. încercarea de a face dintele mai rezistent la fractură prin prepararea canalului radicular pentru un DR nu face decât să scadâ mai mult rezistența lui (tabelul 7.14.).

Tabel7.14.

Dezavantajele utilizăhl dg rutina a DR cimentate

DEZAVANTAJELE UTILIZARII DE RUTINA A DR CIMENTATE
o Plasarea unui **DR** constituie o procedurâ adiţională; o Preparaţia dentarâ pentru un **DR** îndepârteazâ în plus ţesuturi dure; o în cazul când **DR** eşueazâ în ceea ce priveşte retenţionarea materialului pentru **DC,** restaurarea ulterioară a dintelui va fi dificilă; o **DR** complicâ sau face imposibil un viitor tratament endodontic.

Un studiu de laborator şi două analize de stres efectuate de Hunter (65) au demonstrat câ, prin reconstituirea cu **DCR** a unui frontal, nu rezultâ o creştere a rezistenţei. Explicaţia ar putea să o constituie faptul că stresul este mai mare pe faţa vestibulară şi orală a rădăcmii, iar **DR** fiind supus la un stres minim nu previne fracturarea rădăcinii (fig. 7.88.) Alte studii contrazic însă această afirmaţie.

Studiile retrospective arată că **DCR** tumate nu îmbunătăţesc prognosticul frontalilor trataţi endodontic şi nu modifică poziţia sau angulaţia liniei de fractură radiculară. Lovdahl şi Nicholls găsesc că incisivii centrali trataţi endodontic nereconstituiţi cu DCR sunt de 3 ori mai rezistenţi la fractură decât cei restauraţi cu dispozitive. (104)

în cazul dinţilor care prezintă **modifîcări cromatice în urma devitalizării,** dacă dintele este relativ intact se preferă procedeul de **albire** sau **faţetare** a coroanei.

Reduceica axială pentru acoperirea cu o coroană (distrucţie periferică) împreună cu cavitatea de acces endodontic (distrucţie centrală) lasâ frecvent dentină insuficientă pentru a susţine o coroană fârâ ancoraj radicular. Pereţii dentinari restanţi sunt subţiri şi fragili, necesitând adesea reducere din înâlţimea lor (fig. 7.89).

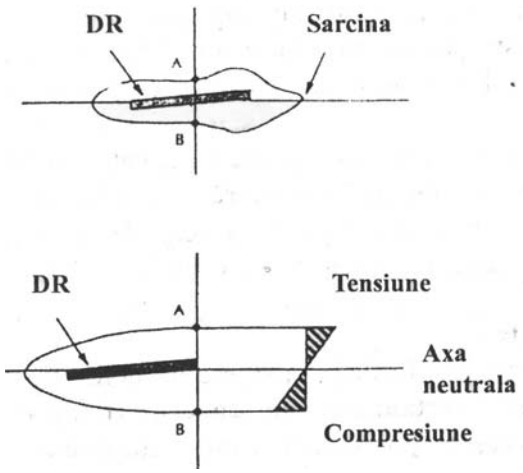


Fig. 7.88. Distribuţia experimentală a stresului la nivelul unui dinte reconstituit cu DR. în momentul încărcării funcţionale la nivelul feţei orale apare o tensiune iar la nivelul feţei vestibulare o compresiune. DR cimentat plasat central se găseşte la nivelul axei neutrale (nu este în tensiune sau în compresiune).

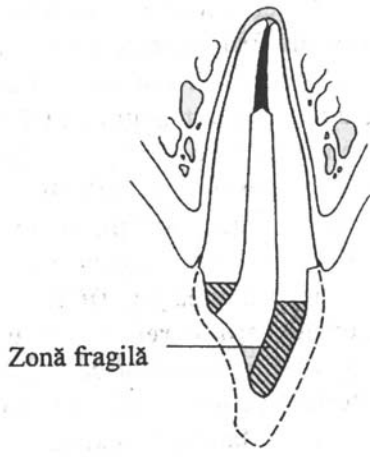


Fig. 7.89. Secţiune V-0 printr-un incisiv central. Linia punctată indicâ conturul dentar înainte de şlefuirea pentru o coroană metaloceramicâ. Peretele vestibular fragilizat nu va fi capabil sâ suporte cu succes proteza unidentarâ. în plus terminaţia realizatâ la nivelul peretelui oral complicâ realizarea machetei.

Dacă dintele urmează a fi acoperit cu o CMMC datoritâ distrucţiei coronare extensive, de obicei se face un DR. Pentru distribuţia optimâ a stresului cât şi pentru o retenţie optimâ,

DR trebuie Sâ aibă minim lungimea coroanei pe care o va „suporta" sau 2/3 **din lungimea rădăcinii în care se va ancora** (se alege dimensiunea mai mare dintre acestea două).

Apexul rădăcmii trebuie să rămână obturat pe o lungime de minim 5 mm pentru a preveni dislocarea sau infiltrarea obturației radiculare restante.

Considerații teoreticc pcntru dmții laterali

Dinții laterali trebuie tratati diferit. Dinții laterali tratați endodontic suportă o încârcătură funcțională mai mare decât cei anteriori. Pentru a diminua potențialul nociv al forțelor descompuse pe pantele cuspidiene se impune o echilibrare ocluzală atentă.

Dinții laterali tratați endodontic trebuie să fie acoperiți cu coroane pentru a preveni fractura. **Tratamentul minim indicat pentru un premolar sau molar depulpat** este plasarea unei restaurări cu acoperire ocluzală cum ar fi un **onlay MOD,** pentru a se obține efectul de încercuire.

Sorensen şi Martinoff au evidențiat că 94% din premolani şi molarii tratați endodontic şi acoperiți ulterior cu restaurări protetice unidentare au reprezentat un succes clinic, m timp ce, din cei neacoperiți, doar 56% au rezistat. (95)

In cazul acoperirii cu o **CM** sau a unei pierderi masive de substanță coronară este indicată **ancorarea radiculară cu DR** sau reconstituirea porțiunii coronare cu amalgam. într-un studiu pe 468 de dinți fracturați in vivo, 78 % erau premolari din care 62% premolari superiori. Un DCR ar trebui utilizat pe premolari doar dacă rădăcinile sunt destul de lungi, voluminoase şi drepte.(95)

Modalitatea de restaurare a dinților care nu au substanțâ dentară coronară restantă suficientâ trebuie aleasă cu atenție. **încercuirea verticală axială de l-2mm a bontului radicular protejează dintele împotriva fracturii** (fig. 7.90.). Dacă marginile coroanei nu sunt plasate pe structura dentară sănătoasă, creşte riscul fracturii radiculare (fig. 7.91.). Egresia ortodontică şi alungirea coroanei clinice pot preveni fractura şi lezarea țesuturilor parodontale (fig.7.92.).

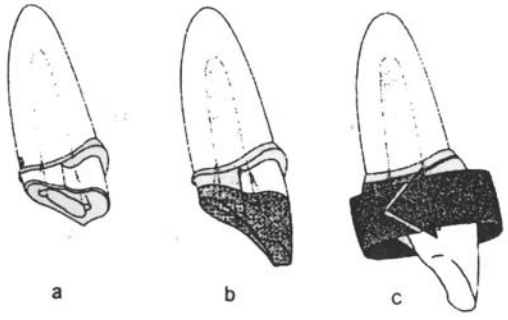


Fig. 7.90. a. Prepararea pentru DCR trebuie sa păstreze cât mai mult din structura dentarâ solidâ;b. Linia de terminape a preparârii trebuie sâ fie plasatâ apical de marginea DCR-ului; c. Astfel coroana încercuieşte bontul

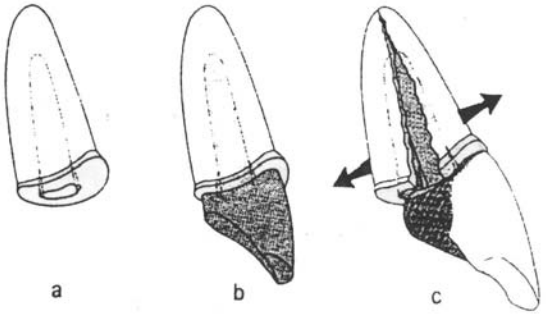


Fig. 7.91. Dacă distruc(ia dentarâ este razantă la gingie-(a), elaborarea unui DCR şi a unei coroane de înveliş fârâ încercuirea structurii dentare de caire perepi coroanci-(b). poate genera o t'ractura radiculârâ-(c).

Hoag şi Dwyer (61) au apreciat că nu este atât de important tipul de **DCR,** cât prezența coroanei de înveliş cu margini ce se extind apical de **DC.** Un perete vertical dentar de 1 mm între marginea **DC** şi umărul preparației creşte rezistența la fractură de la 80% la 139% după **Sorensen şi Engleman** (154). **Milot şi Stein** (114) demonstrează că un bizou lat de Imm şi aproape paralel cu axul lung al preparației creşte de asemenea rezistența la fracturâ a dintelui.

Eşecurile sunt de 2 ori mai mari la stâlpii depulpați pentru proteze parțiale fixe decât la dinții depulpați solitari. Dintele compromis structural este susceptibil la fracturâ dacâ este supraîncarcat.

Un molar depulpat cu o coroană clinicâ distrusâ parțial poate fi reconstituit cu amalgam sau **RDC** anterior aplicării unei coroane. Daca molarul prezintâ m urma distrucției un singur

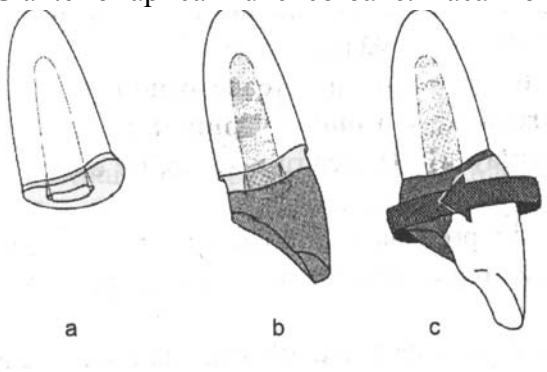


Fig. 7.92. Un dinte fârâ structură coronarâ (a), poate fi protejat contra fracturii prin permutarea liniei terminale a preparâni apical (b) pentru a obține efectul de încercuire al coroanei de înveliş (c).

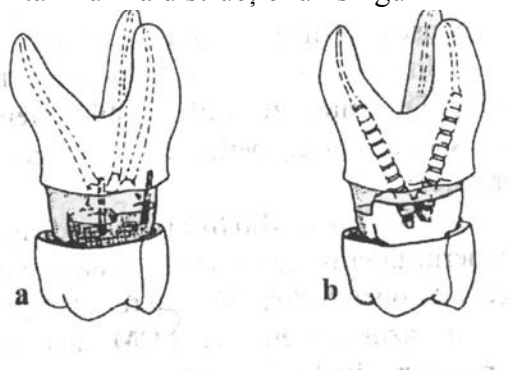


Fig. 7.93. Pântru rastaurarea unui molar cu țesuturi dure restahte se utilizează un DC retenționat cu pinuri, cavitâți "slot" sau extensie în camera pulpară-a.Dacâ au râmas țesuturi dure insuficiente pentru a retenționa DC, se folosesc douâ DR prefabricate ancorate canalar-b.

cuspid restant, restaurarea coronară poate fi retenționată doar prin extinderea masivâ a amalgamului în camera pulparâ, sau, se pot adâuga crampoane parapulpare sau cavitâți suplimentare retentive tip „slot"* ca mijloace suplimentare de retenție (fig. 7.93. a). Pentru molarii la care coroana clinică este distmsâ masiv se utilizează de obicei douâ **DR** prefabricate (fig. 7.93. b). Odată terminată reconstituirea coronară cu amalgam sau **RDC,** peste ea se va fixa restaurarea proteticâ unidentarâ exact ca peste orice preparație de bont.

7.1.2.5.4. PARTICULARITĂȚI DE PREPARARE A DINȚILOR

Prepararea dinților cu tratamente endodontice este descrisâ în cap. 12.5. Aici se descriu doar câteva particularități.

a) Conservarea țesuturilor dure dentare

Prepararea dintelui începe întotdeauna cu **pregătirea canalului(fig** 7.94.). Acest gen de preparație trebuie facut sacrificând cât mai puțină dentinâ pericanalarâ. Lărgirea excesivă poate conduce la perforații radiculare sau poate diminua rezistența râdâcinii, ducând la fracturarea ei fie m momentul cimentârii **DCR,** fie ulterior m timpul masticației. Testele experimentale au arătat că dinții reconstituiți cu **DR** cu diametre peste 1,8 mm se fracturează mai uşor decât cei reconstituiți cu **DR** cu diametre sub 1,3 mm. Analize fotoelastice aratâ că stresul intem se reduce în cazul **DR** subțiri. Râdăcina poate fi comparatâ cu un inel a cămi rezistență este proporțională cu diferența între puterea a 4-a a razei exteme şi puterea a 4-a a razei inteme. Aceasta denotă faptul că **rezistența unei rădâcini preparate pentru DR**

„slot" = scobiturâ (Ib.englezâ)

vine nu din interior ci de la periferie, astfel încât un **DR** de gabarit rezonabil nu ar trebui sâ o afecteze prea mult.

Canalul se va prepara cu un ac de mârime imediat superioară celui mai mare ac de canal care a acționat la nivelul celor 2/3 coronare a canalului prin tehnica step-back (fig.7.95.).

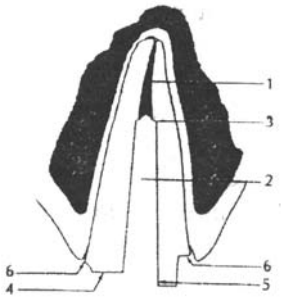


Fig. 7.94. Secțiune vestibulo-oralfl printr-un incisiv central maxilar preparat pentru DCR. 1-sigilare apicală; 2-largire canalară minimă, fără retentivități;3-lungime adecvată a DR; 4-stop orizontal pentru a diminua etectul de ic; 5-perete vertical cu rol antirotațional (similar casetei); 6-extensia marginii restaurarii ttnale pe structura dentară sânătoasă,

Prepararea țesuturilor dure coronare restante

Dinții depulpați au pierdut deja o cantitate semnificativâ de țesuturi dure dentare prin carie, restaurări anterioare şi cavitatea de acces. Cu toate acestea, dacâ dorim să restaurăm ... dintele cu un **DCR** tumat trebuie să recurgem la o reducere • suplimentară de substanțâ dentară pentru a obține forma finală a preparației coronare. Această reducere începe prin îndepărtarea porțiunilor subminate de dentină.

Extensia pereților axiali ai restaurării protetice unidentare spre apical creşte rezistența ansamblului dinte-restaurare, prevenind fractura radiculară în timpul desfâşurării funcțiilor **ADM(** fig. 7.96.). **b) Forma de retenție**

La **dinții frontali** dislocarea unei restaurări protetice unidentare împreună cu un **DCR** este des întâlnită m practică. Retenția **DCR** m canalul radicular depinde de:

-geometria preparației canalului radicular

-lungimea şi diametrul **DR**

-textura suprafeței **DR** şi agentul de cimentare

- Geometria preparației canalului radicular

Unele canale radiculare, mai ales cele ale incisivilor centrali superiori au **secțiuni radiculare aproape circulare.** Acestea pot fî preparate cu ajutoml acelor sau frezelor de canal pentru a obține o cavitate cu pereți paraleli sau uşor înclinați, permițând astfel utilizarea unor **DR prefabricate.** Convergența apicală a pereților canalului trebuie să fie minimă, aplicând aceleaşi reguli biomecamce ca la orice coroană turnată. - .

Testele de laborator au confirmat faptul că **DR** cilindrice sunt mai retentive decât cele

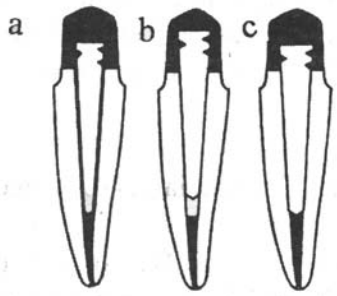


Fig. 7.95. Lărgirea suplimentară a canalului cu una sau două mărimi de ace permite adaptarea bună a DR prefabricat pe lungimea prestabilită. a-Incorect, DR este prea îngust; b-Incorect, DR nu se extinde până la obturația de canal apicală; c-Corect, DR prefabricat se adaptează bine în urma lărgirii uşoare a canalului radicular.

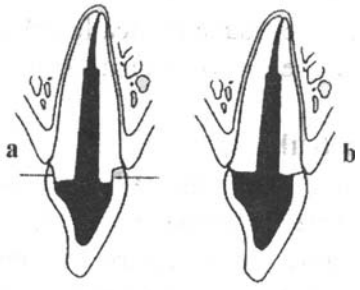


Fig. 7.96. Extinderea limitei preparării spre apical crează efectul de "încercuire" şi previne fracturarea rădăcinii în timpul funcțiilor ADM. a-preparație cu "încercuirea" coroanei pe dinte; b-preparație fără "încercui-rea" coroanei pe dinte;

conice, iar **BR** înşumbate sunt cele mai retenţive.

Sistemele de **DR** cilindrice sunt eficiente ca retcnţie doar în portiunea apicală a canalului, majoritatea canalelor radiculare preparate fiind mai largi m porţiunea coronarâ. în mod similar, în cazul unei râdâcini eliptice un **DR** cilindric nu va fî efîcient decât dacâ se lârgeşte foarte mult canalul, ceea ce ar duce la diminuarea rezistenţei radiculare.

• Lungimea dispozitivului radicular

0 serie de studii au demonstrat câ retentivitatea **DR** creşte odatâ cu lungimea sa, dar relaţia dintre cele două caracteristici nu este neapărat liniară.

Un **DR** prea scurt va fi sortit eşecului (fig. 7.97. şi 7.98.), unul prea lung va afecta etanşeitatea obturaţiei radiculare apicale restante şi va creşte riscul perforaţiei radiculare, dacâ treimea apicală a rădăcinii este curbă sau subţiată.

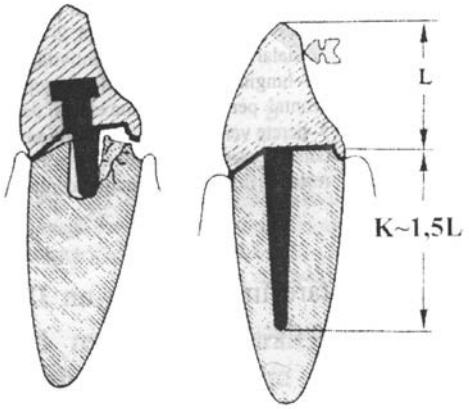


Fig. 7.97. Lungimea ideală a DCR-ului este de 2/3 din cea a râdăcinii. Dispozitivele scurte, pe lânga că nu au retenţie suficientă, pot provoca fracturi ale pereţilor radiculari

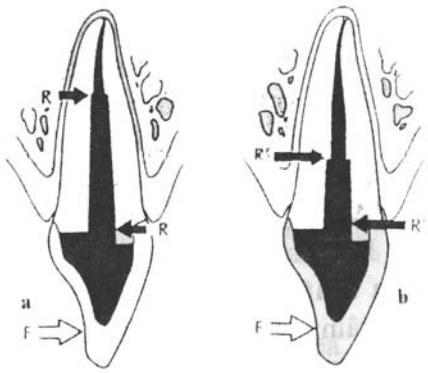


Fig. 7.98. Secţiuni vestibulo-orale printr-un incisiv cenlral maxilar. a- DR de lungime corecta, în cazul aplicării unei forţe în vecinâtatea marginii incizale se generează un cuplu de forţe (R). b- DR prea scurt. Aplicarea unei tbrte în vecinâtatea marginii incizale generează un cuplu de forţe mai mare (R') cu risc de fracturâ radiculară.

în mod ideal **DR** ar trebui sâ fie cât mai lung, fară însă a pune în pericol etanşeitatea obturaţiei apicale restante sau integritatea rădăcinii. Cele mai multe date pledează pentm **menţinerea unei obturaţii radiculare apicale de 5 mm.** Totuşi, dacă **DR** este mai scurt decât lungimea coroanei clinice a dintelui, prognosticul este considerat nefavorabil, stresul este repartizat pe o suprafaţă mai mică, ceea ce creşte probabilitatea unei fracturi radiculare. 0 rădăcină scurtă şi o coroană clinică lungă compromit rezistenţa restaurării, etanşeitatea obturaţiei apicale sau pe ambele. în astfel de situaţii o obturaţie apicală restantâ de 3 mm se consideră acceptabilă.

• Diametrul DR

Creşterea diametrului **DR** în scopul creşterii retenţiei acestuia nu este recomandatâ, deoarece subminează rezistenţa rădăcmii.

Deşi o serie de cercetâri evidenţiază creşterea retentivităţii **DR** odată cu creşterea diametrelor, alte studii nu confirmă această opinie. Evidenţele practice sugerează că prognosticul global este bun dacâ **diametrul DR nu depăşeşte o treime din diametrul rădâcinii.**

• Textura suprafeţei dispozitivului radicular

Un **DR** filetat mgos este mai retentiv decât unul cu suprafaţă netedă. Dispozitivele radiculare conice prevăzute cu striaţii orizontale sunt mai retentive decât cele netede.

• Cimenturi de fixare

Dacă vorbim de cimenturile tradiționale, alegerea lor nu influențează prea mult retenția DR sau rezistența la fracturâ a restaurării.

Agenții de fixare adezivi au calitatea de a îmbunătăți performanțele restaurărilor cu DCR, studiile de laborator confirmând creşterea retenției. în cazul DCR dislocate se indică recimentarea cu cimenturi adezive. Acestea sunt afectate de materialele de Obtlirație radiculară care conțin eugenol şi care trebuie îndepârtate prin irigație cu etanol, sau prin gravaj cu acid fosforic 37% pentru ca adeziunea RDC să fie eficientă.

Din punct de vedere al retenției cele mai bune proprietăți le dețin cimenturile pe bază de râşini, urmate de CIS, PCZ şi pe ultimul loc FOZ.

In cazul molarilor distmşi, cu cuspizi lipsă, reconstituirile coronare se vor realiza prin ancorare cu DR şi reconstituire coronarâ prin metoda directă. Dispozitivele radiculare cresc retenția restaurării şi se plasează în canalele radiculare cele mai largi: cele distale la molarii mandibulari, respectiv cele palatinale la molarii maxilari.

Dacă distrucția coronară este masivă trebuie însă să recurgem la un DCR turnat din două bucâți-cu zăvor (fig. 7.99.).

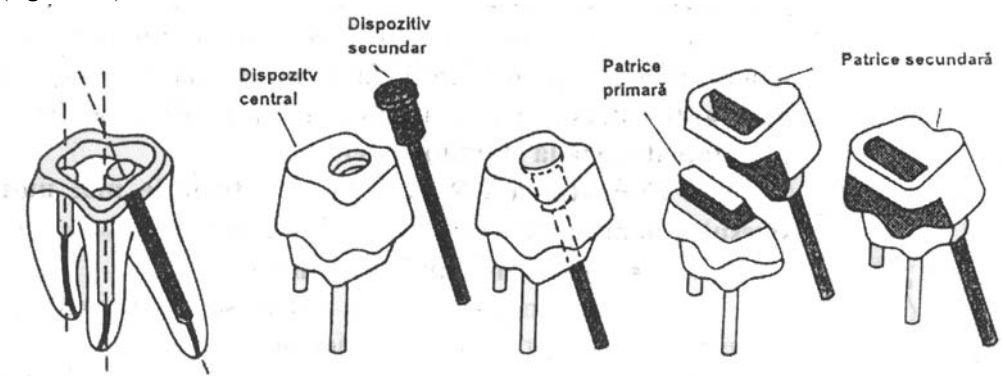


Fig. 7.99. DCR din două bucăți pe pluriradiculari (cu zâvor)

0 altă variantă de DCR tumat ar fî cel dintr-o bucată, rezultat m urma preparării canalului radicular cel mai larg pentm ancorarea DR principal şi a preparării, pe o lungime mai scurtă, a unui canal radicular pentru DR accesor (fig. 7.100.).

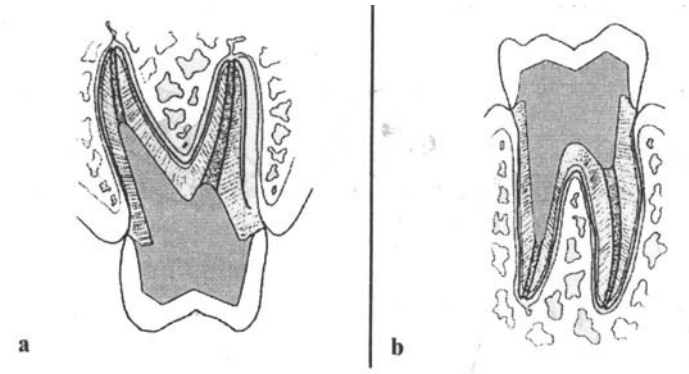


Fig. 7.100. DCR pe canalul cel mai larg. a) pe un molar superior fixat pe rădăcina palatinală, cu ancorare secundarâ, parțială pe rădăcinile vestibulare. b) pe un molar inferior fixat pe rădăcina distalâ, cu ancorare secundară, parțială pe canalele meziale.

c) Forma de rezistență

- Distribuția stresului

Una din funcţhle **DCR** este de a îmbunâtăţi rezistenţa la forţele laterale a stmcturii dentare pc carc o reconstituie, prin distribuirea forţelor pe o arie cât mai largă. Designul **DR** trebuie ales astfel încât acesta să distribuie stresul cât mai uniform. Incidenţa fracturilor radiculare creşte prin utilizarea **DR** înşumbate, iar cele înşumbate flexibils nu par să reducă concentrarea stresului în timpul desfaşurârii funcţiilor **ADM,**

Cu ajutorul clementelor fmite a fost evaluatâ distribuţia stresului după cum urmeazâ:

• Cea mai mare concentraţie a stresului apare **cervical şi la nivelul apexului-** In aceste zone trebuie fâcute eforturi pentru a **conserva cât mai multă dentină;**

• Cu cât **lungimea unui DR creşte,** cu atât scade stresul;

• **DR cilindrice distribuie stresul mai uniform decât cele conice. DR** conice pot avea efect de „panâ", iar cele cilindrice generează un stres substanţial la nivelul apexului;

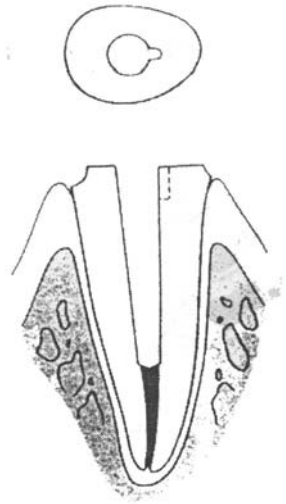


Fig. 7.101.Locaş antirotaţional în peretele radicular

• **Unghiurile ascuţite** trebuie **evitate** deoarece produc un stres m timpul încârcării funcţionale a reconstituirii;

• în timpul inserării unui **DR** cilindric neprevâzut cu **şanţ pentru refluarea cimentului** apare un stres suplimentar;

• **DR** înşumbate pot produce concentraţii mari de stres m timpul inserârii şi încărcării funcţionale, dar s-a demonstrat că **distribuţia stresului este uniformă dacă DR este derotat cu o jumătate de tură la sfârşitul inserării;**

• **Cimentarea DR** duce la o **distribuţie mai uniformă a stresului** cu mai puţine concentrări de ale acestuia.

• Rezistenţa antirotaţionalâ

Este foarte important ca un **DR** cu secţiune circularâ să nu se rotească în timpul încărcârii funcţionale. Când dentina coronară s-a pierdut în totalitate, un mic lâcaş realizat la nivelul canalului radicular poate servi ca element antirotaţional. **Lacaşul** se realizează de obicei **pe peretele mai voluminos al rădăcinii,** de exemplu pe versantul oral (fig. 7.101.). Ca altemativă se poate folosi drept element antirotaţional şi un **crampon dentinar auxiliar.** Alte modalităţi de obţinere a rezistenţei antirotaţionale sunt:

• încercuirea completă a bontului radicular (fig. 7.102. a)

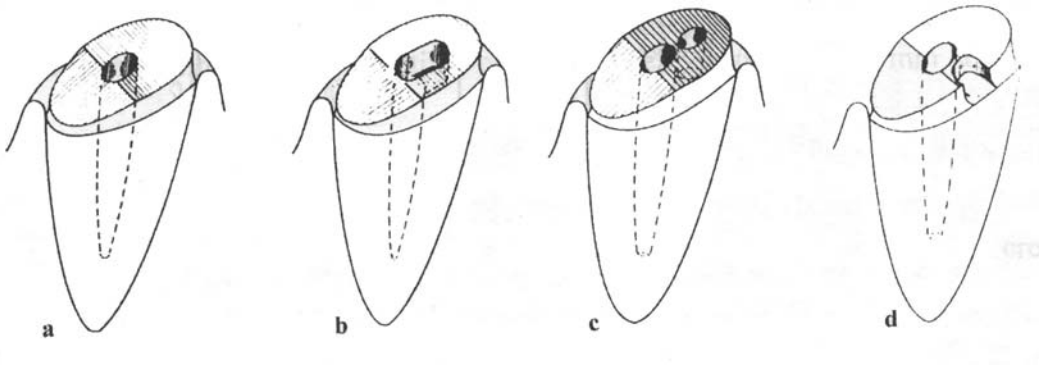


Fig. 7.102. Elemente antirotaţionale în prepararea canalelor pentru DCR a. încercuirea bontului radicular; b. extensia ovalară a orificiului canalului; c. DR suplimentar, paralel, mai scurt; d. prepararea suprafeţei radiculare în acoperiş de casă şi realizarea unui lâcaş proximal;

- extensia ovalarâ a orificiului canalului (fig. 7.102. b)
— un DR suplimentar, paralel, mai scurt (fig. 7.102. c)
- cavitate adiţională (fig. 7 102 d)
— prepat'area suprafeţei radiculare în acoperiş de casă

7.2.5.5. TEHNICI DIRECTE

Tehnicile directe de restaurarea corono-radiculară presupun inserarea unuia sau a mai multor DR prefabricate şi restaurarea coronarâ cu AA, cimenturi PCZ, CIS (clasic sau modificat cu răşini), RDC sau mai nou compomeri sau ormoceri. Agenni de cimentare utilizaţi pentm fixarea DR pot fi RC, FOZ, PCZ sau CIS (fig. 7.103).

în acest sens trebuie parcurse mai multe etape: dezobturarea canalului radicular, alegerea tipului de dispozitiv prefabricat, calibrarea canalului radicular, prepararea structurii dentare coronare, cimentarea dispozitivului şi reconstituirea coronară directă.

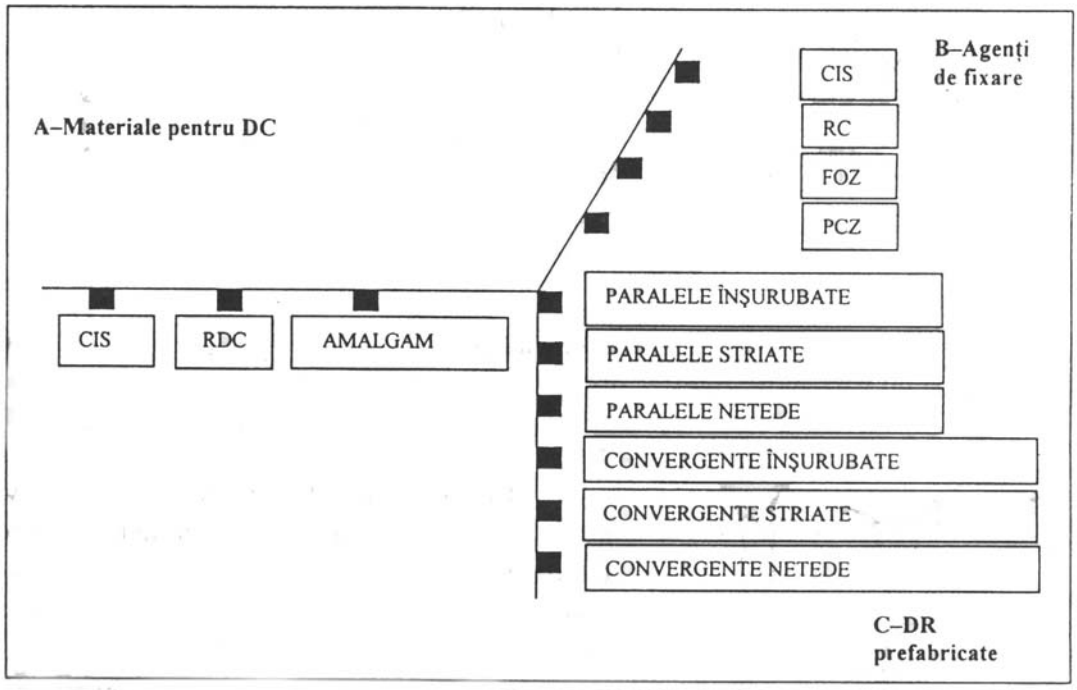


Fig. 103 Altemative pentru realizarea DCR prin metoda directâ. (A X B X C) adică (3 X 4 X 6), 72 altemative posibile.

Dezobturarea canalului radicular

Existâ două metode de îndepărtare a conului de gutapercă: prima utilizează ace plugger încălzite, a doua instmmentar rotativ uneori alâturi de agenţi chimici. Metoda acelor plugger încâlzite este de preferat, deoarece elimină riscul afectării pereţilor radiculari de către instmmentarul rotativ.

Lungimea de lucru nu se stabileşte niciodată cu freze de canal cu vârf activ! Se utilizează un instrument cu vârf de siguranţă cum ar fî frezele de canal Peeso-Reamers sau Gates-Glidden. Freza de canal cu vârf activ se utilizează doar pentru paralelizarea pereţilor radiculari (fîg. 7.104. a).

Suprapunând pe o rndiografie o freză de cânal Pccso se poate determina lungimeâ la care se realizează prepararea canalului radicular (fig. 7.104. b.). Lungimea măsurată până la nivelul incizal al dinților vecini se va marca pe freza Pe^so cu ajutorul unui stoper.

în cazul obturaţhlor de canal vechi a căror gutapercâ şi-a picrdut termoplasticitatea, se va utiliza **instrumentar rotativ** urmând **traseul conului de gutapercă** fârâ a submina pereții radiculari dentinari. Sunt contraindicate instmmentele utilizate la turație înaltă sau frezele convcnționale. Existâ instrumente speciale pentru prepararea canalului radicular m vederea inserării unui **DR. Frezele Peeso-Reamers şi Gates Glidden** se utilizează frecvent în acest scop şi sunt considerate instrumente **cu „vârf de siguranță".**

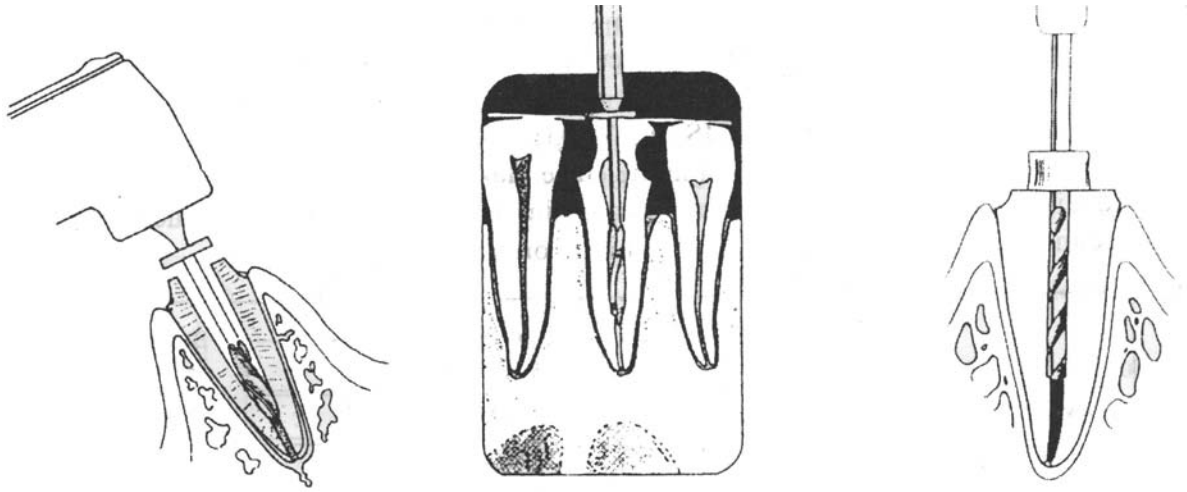


Fig.7.104 a-îndepârtarea gutapercii cu o frezâ cu vârfinactiv şi stoper pentru marcarea lungimii de lucru. b-Suprapunerea unei freze de canal Peeso pe o radiografie pentru determinarea lungimii preparării canalului radicular. c- Utilizarea frezei Para-Post cu vârf activ doar în etapa paralelizârii pereților radiculari.

Frezele Gates Glidden conformează canalul radicular mai aproape de forma lui inițială decât frezele Para-Post cu vârf activ. Acestea din urmă trebuie utilizate doar pentru a paraleliza pereții canalului m vederea inserării **DR** (fig 7.104. c şi 7.105.).

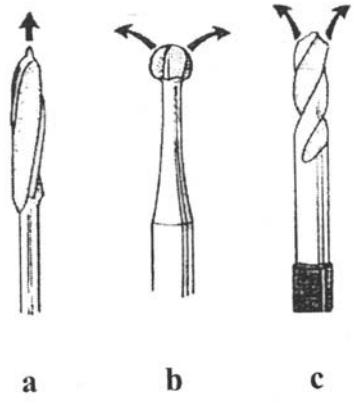


Fig. 7.105. a. Freza Peeso cu vârfde siguranță urmează traseul de minimă rezistență a conului de gutapercă;b. Frezâ globulară;c. Frezâ de canal cu vârfaetiv, ambele pot îndepărta dentina în orice direcție

Instrumentarul rotativ utilizat se va alege astfel încât sâ fie **uşor mai îngust decât canalul. Controlul** nivelului de dezobturare se face cu ajutorul **radiografiei inițiale,** pe baza câreia s-a apreciat permeabilitatea canalului.

• Alegerea tipului de dispozitiv radicular prefabricat

Grosimea **DR** nu trebuie să depăşească 1/3 din diametml rădăcinii, menținând astfel pereți radiculari de minim 1 mm grosime. In alegerea diametrului **DR** este foarte importantă cunoaşterea dimensiunilor medii radiculare ale dinților şi a tipului de secțiune radiculară. Dispozitivele radiculare prefabricate au secțiune circulară, dar multe canale radiculare au secțiune eliptică, ceea ce face imposibilâ prepararea lor prin reducție uniformă cu freza de canal.

Comparație între diferitele modalitaț i de restaurare directâ $i indirectă a dmților dep ulpati(142)

Dispozitiv coronar	Avantaje	Dezavantaje	Recomandări dc utîlizare	Prccautii
Âmalgam	Conscrvarea structurii dentare 'l'ehnicâ directă	RczistcnțS slabâ la tensiune Coroziune	Molari cu suficientîi structură dentarâ restantâ	Nerecomandat la dintii frontali datoritâ forțelor orizontale
CIS	Conservarea structurii dentare Tehnicâ directă	Condensare dificilâ Rezistență scăzutâ	Dinți cu lipsă minimă de structura dentară	Nerecomandat la dinții frontali datoritâ forțelor orizontale
Răşină compozitâ	Conservarea structurii dentare Tehnică directâ	Rezistență scăzutâ Polimerizare continuâ Microinfiltrație	Dinți cu lipsâ minimă de structurâ dentară	TMerecomandat la dinții frontali datoritâ forțelor orizontale
DCR turnat	Rezistență crescutâ Adaptare mai bună decâtla DR prefabricate	Retenție mai slabă de-cât a DR prefabricate Procedură complâxă	Canale eliptice sau aplatizate	Atenție la îndepărtarea plusurilor mainte de proba în canal
DR de sârmâ şi DC turnat	Rezistență crescutâ Retenție crescută	Coroziune Preț crescut al sârmei de Pt-Au-Pd	Canale circulare mici	Evitați perforația radiculară în timpul preparării canalului
DR prefabricate conice	Conservarea structurii dentare Rezistență crescută Retenție crescută	Mai puțin retentive decât DR prefabricate cilindrice sau înşuru-bate	Canale circulare mici	Nerecomandat pentru canalele excesiv de aplatizate
DR prefabricate cilindrice	Rezistență crescută Retenție crescută	Prețul DR din aliaje nobile Coroziunea DR din aliaje nenobile Conservâ mai puțin structura	Canale circulare mici	. • Atenție în timpul preparării
DR înşurubate	Retenție crescută	Stresul generat în ca-nal poate duce la frac-, tură Nu conservă structura dentarâ intra şi extra-	Doar când este necesarâ retenție maximâ	Tensiuni în timpul înşurubârii
DR din fibre de carbon	Bonding dentinar Uşor de îndepărtat	Rezistență scăzutâ Microinfiltrație Culoare neagrâ	Lipsâ minii-nă de structură dentară Prognostic endodontic nesigur	Nerecomandat la dinții frontali datorită forțelor orizontale
DR din zirconiu	Estetic Retenție crescutâ	Performanță clinică incertă	Cerințe estetice ridicate	Este casant
DR din fibre sintetice	Estetic Bonding dentinar	Rezistență scâzutâ Performanță clinică incertâ	Cerințe estetice ridicate	Nerecomandat la dinții frontali datorita forțelor orizontale .
DCR turnat din titan	Rezistență optimă Coroziune aproape absentă leftin	Necesitâ instalații specifice de turnare	Atât ladinții frontali cât şi în zona laterală	Atenție la tumare
DCR prefabricat din titan	Tehnicâ directă Conservarea structurilor dentare	Retenție superioarâ DCR turnate din titan	Canale circulare mici atât la dinții laterali cât şi la frontali	Atenție în timpul preparârii

Rezistența la coroziune

Multe studii au corelat apariția fracturilor radiculare cu coroziunea metalului din care simt confecționate **DR** respectiv coroanele de înveliş. Autorii sugerează că modificările de volum datorate coroziunn duc la fracturâ radiculară. Sc rccomandă cvitarea utilizăni unor metale corodabile în confecționarea DR. Dintre acestea cele mai vulnerabile sunt bronzurile de aluminiu şi alamele-

Metoda directâ reprezintă cea mai răspândită modalitate de reconstituire coronoradiculară şi dispune de o gamă variată de sisteme prefabricate (tabelul 7.16.). între utilizarea **DR** prefabricate şi a celor tumate nu există o dispută absolută. în unele situații clinice **DR** tumate au indicație majoră, deoarece se adaptează foarte bine la pereții canalului. Ca atare se vor evita **DR** prefabricate în situațiile de canale excentrice sau ovale (caz de contact minim cu pereții canalului).

Tabelul7.l6. Diametrele celor mai utilizate DR prefabricate (mm.)

DR	Boston	Dentatus	Flexi-Post	Stress—free post size 70	Ky Universal	ParaPost	Radix	Vlock Passive Post
0.80				x				
0.90				x		X		
0.95			X					
1.00	X					X		
f.05		X	X					
1.15							*X*	X
1.20	X	X						
1.25						x		
1.35		X					x	X
1.40			X					
1.45					x			
1.50		X				x		
1.60	X				x		x	X
1.65		X	X		x		x	
1.75						x		
1.80		X						
1.85					x			
1.90			X					
2.00					x			

Dispozitivele radiculare prefabricate se preferâ în cazurile de **dinți cu distrucție coronară mai redusă,** deoarece pentru armonizarea liniei de inserție a **DC** cu **DR** tumate ar trebui să se sacrifice prea multe țesuturi dure.

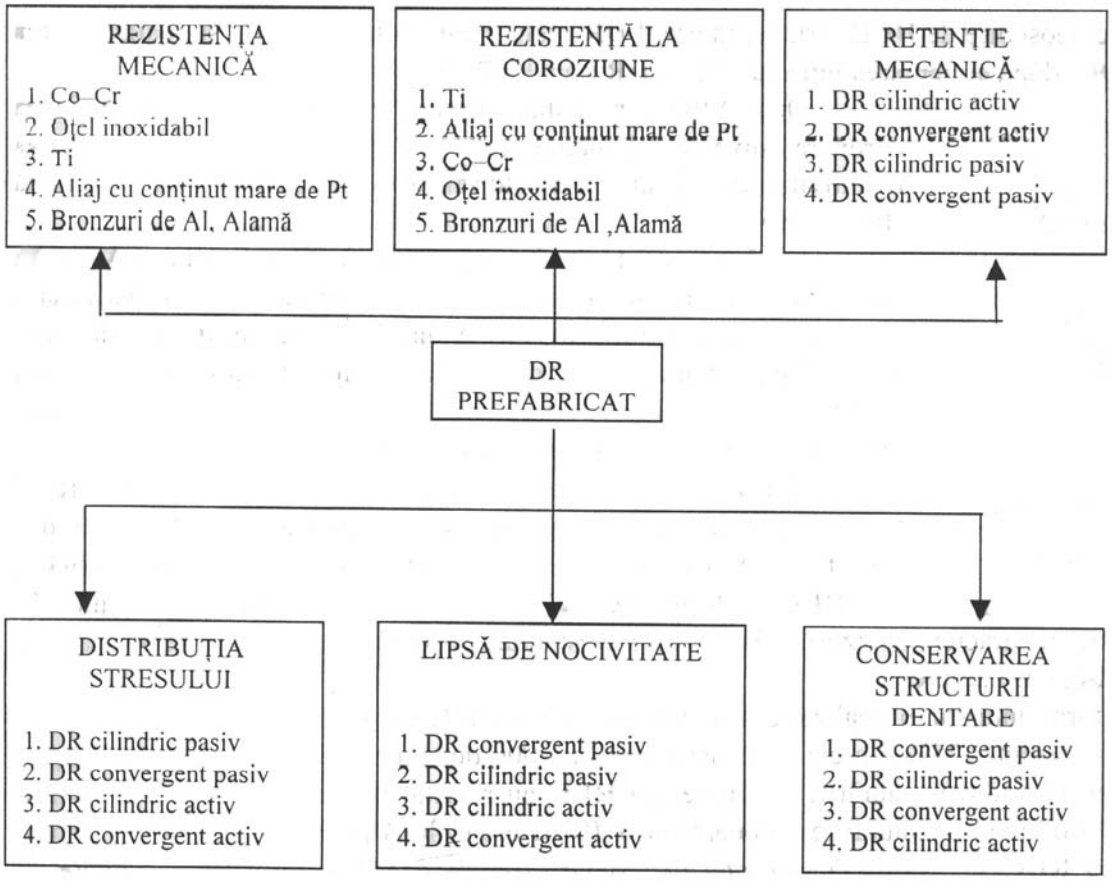


Fig. 7.106. Criterii biomecanice de evaluare a DR prefabricate.

Dispozitivele radiculare prefabricate prezintă diferite designuri(fig 7.107.):

- DR convergente netede (a)
- DR convergente striate (b)
- DR convergente înşurubate (c)
- DR paralele netede (d)
- DR paralele striate (e)
- DR paralele înşurubate.(f)

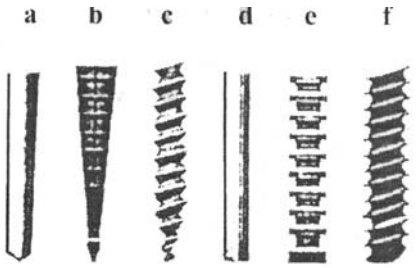


Fig. 7.107. Tipuri de DR prefabricate

• Calibrarea canalului radicular

Prepararea se începe cu frezele de canal cu vârf de siguranță şi cu acele de canal, se continuă cu prepararea progresivă în adâncime cu câte 2 mm cu freza calibrată. **în cazul** DR înşurubate **lărgirea canalului radicular este urmată de** prefiletarea **lui cu un dispozitiv special.**

• Prepararea structurii dentare coronare

Nu se face o amputare coronara* Se îndepărtează doar pereții subțiri şi țesuturile subminate.

In cazul utilizării metodei directe nu este necesară deretentivizarea țesuturilor restante coronare pentru DCR. Pereții coronari **restanți trebuie sâ aibâ** cel puțin 1 mm grosime.

• Reconstituirea coronară directă

Spre deosebire de **DCR** tumate, în cazul **DR** prefabricate bontul eoronar se realizează chn AA sau **RDC,** după cimcntarea intracanalară a **DR** (tabelul 7.15.).

Dispozitivele radiwlare prefabncate prezmtă la extremitatea coronarâ diverse elemente retentive. Suplimentar se pot crea retentivităti m tesutunle restante sau se pot fixa crampoane în dentină (flg.7.108.).

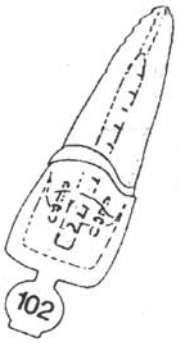


Fig. 7.108. Porțiunea cervicală a coroanei preformate se adaptează la festonul gingival

Dacâ reconstituirea coronară se realizează din AA se va selecta un **inel de cupru** de diametm corespunzător şi se va răscroi după forma festonului gingival. **Amalgamul** se **condensează** astfel încât să fie cât mai **bine adaptat la retentivitățile DR.** în şedința următoare reconstituirea coronară se prepară, urmărind aceleaşi principii biomecanice ca la un bont dentar.

Dacă restaurarea coronară se va realiza din **RDC fotopolimerizabilă** se poate apela la o **coroană preformată din acetat de celuloză** (transparentă), iar dacă reconstituirea se realizează dm **RDC autopolimerizabilă** se poate apela la o **coroană din policarbonat** cu caracter provizoriu (fig. 7.108.). Restaurarea protetică unidcntară de durată va fl fixată m şedința următoare.

Conform unui studiu realizat de Kovarik (84) restaurările coronare din **AA** s-au dovedit a fi cele mai rezistente: 75% din ele au rezistat la 1 000 000 de cicluri de încărcare cu 165 kg, în timp ce doar 17% din restaurările coronare din **RDC** au rezistat la acest tratament. în acelaşi âtudiu „in vitro" toate restaurările coronare din **CIS** au eşuat după primele 220 000 de cicluri. Popularitatea **RDC** se datorează uşurinței manipulării, polimerizării m timp scurt (minute) şi posibilitâții de a interveni asupra restaurării coronare imediat după polimerizare. Răşinile compozite se pretează mai mult la restaurarea coronară a dinților cu gabarit redus. După cum se vede cu toate dezavantajele sale, AA nu poate fi „înmormântat" atât de repede.

Avantajele utilizării amalgamului (fig. 7.109.), CIS sau a RDC pentru realizarea DC

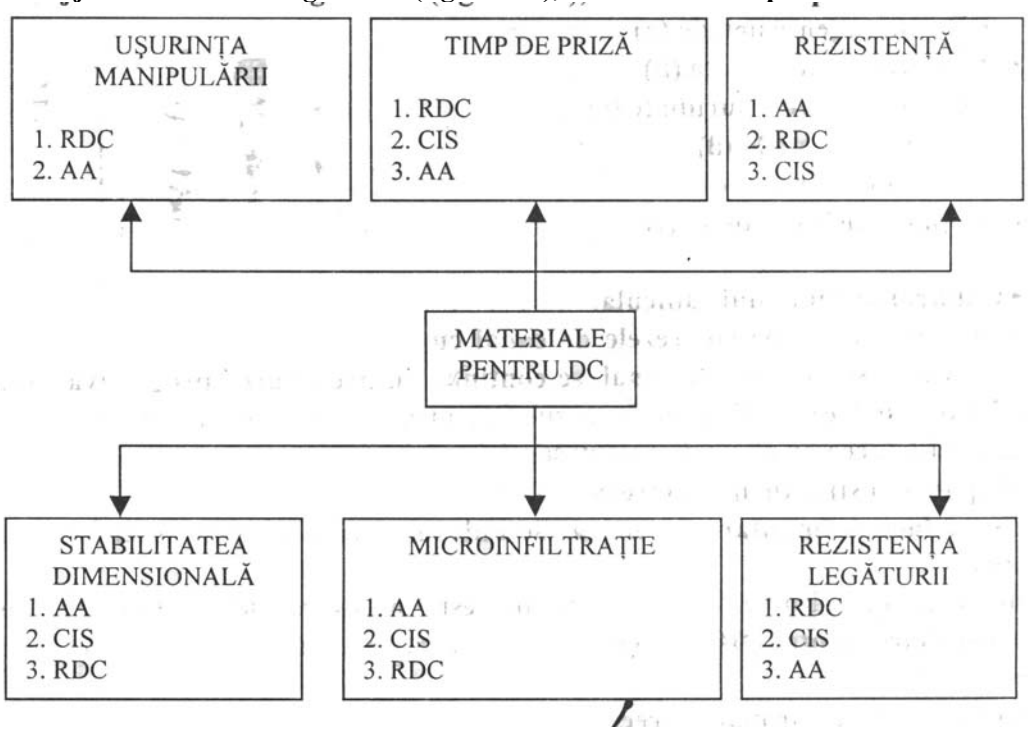


Fig. 7.109. Criteriile biomecanice pentru evaluarea materialelor pentru DC prin tehnici directe

prin tehnica dircctă sunt următoarele:

1. Conservarea stmcturii dentarc rcstante fără neccsitatea deretentivizării preparației şi a eliminârii pragurilor;

2. Timpul de lucru este redus cu o şedință de tratament;

3. Reducerea etapelor de laborator

4. Tcstclc de laborator arată o bună rezistență la obosealâ a restaurârii, posibil şi datorită adaptârii optime a materialului la structura dentarâ. Totuşi aceste materiale plastice de restaurare, mai ales **CIS,** au o rezistență la tensiune mai scăzută decât cea a pieselor tumate.

Dezavantajele utilizârii materialelor plastice pentru realizarea DC includ următoarele:

- succesul pe termen lung al restaurării poate fi periclitat de coroziunea **DC** din AA, de rezistența scăzută a **DC** din **CIS** şi coefîcientul ridicat de dilatare termică a **RDC.**

- mfîltrațiile datorate variațiilor termice sunt mai ridicate sub **RDC** şi **AA** decât în cazul preparațiilor coronare convenționale (totuşi rămâne de determinat cantitativ infiltrația sub **DC** tumate).

7.2.5.6. TEHNICI SEMIDIRECTE

Machetele de cearâ ale **DCR** se realizează prin tehnica directă folosind drept suport o tijă metalică retentivă. Macheta **DCR** se poate realiza prin tehnica directă şi din **RA.**

Tehnica machetării m cabinet din răşinâ autopolimerizabilă sau fotopolimerizabilă se recomandă îndeosebi la dinți monoradiculari.

Pe un premolar cu două canale **DR** de lungime optimă se va realiza pe canalul cu morfologie favorabilă, iar al doilea se va prepara pe o porțiune scurtă şi va adăposti un dispozitiv antirotațional fără rol de retenție (fig. 7.110.).

Fig. 7.110. DCR. pe un premolar superior cu două canale se ancorează pe canalul .—, vestibular şi partial pe cel paiatinal.

Metoda semidirectă de fabricare a DCR cuprinde trei etape:

- **prepararea canalului radicular**
- **confecționarea machetei**
- **fînisarea şi cimentarea DCR**
- **Prepararea canalului**

Pentru un dinte frontal restaurarea proteticâ finală va fi probabil o coroană mixtă sau una integral ceramică. Reducerea incizală de 2 mm se realizează cu un instmment diamantat cilindric (fig. 7.111. a.). Reducerea vestibulară trebuie să fie de 1- l,2mm. Reducerea orală se realizează cu o roată micâ diamantată.

Pereții subțiri sau structura dentară nesusținută de dentină trebuie îndepărtate (fig.7.111. b). Nu este necesar şi mai ales nu este de dorit să se îndepărteze toată structura dentară supragingivală, dacă aceasta nu este subminată. Instrumentele de elecție pentru **îndepârtarea conului de gutapercă şi lărgirea canalului** radicular sunt **frezele Peeso.** Ele sunt disponibile m seturi de câte 6 şi au diametre între 0,7 şi l,7mm, fiind prevăzute cu vârf inactiv pentru a urma

calea de minimâ rezistență adică cea a conului.

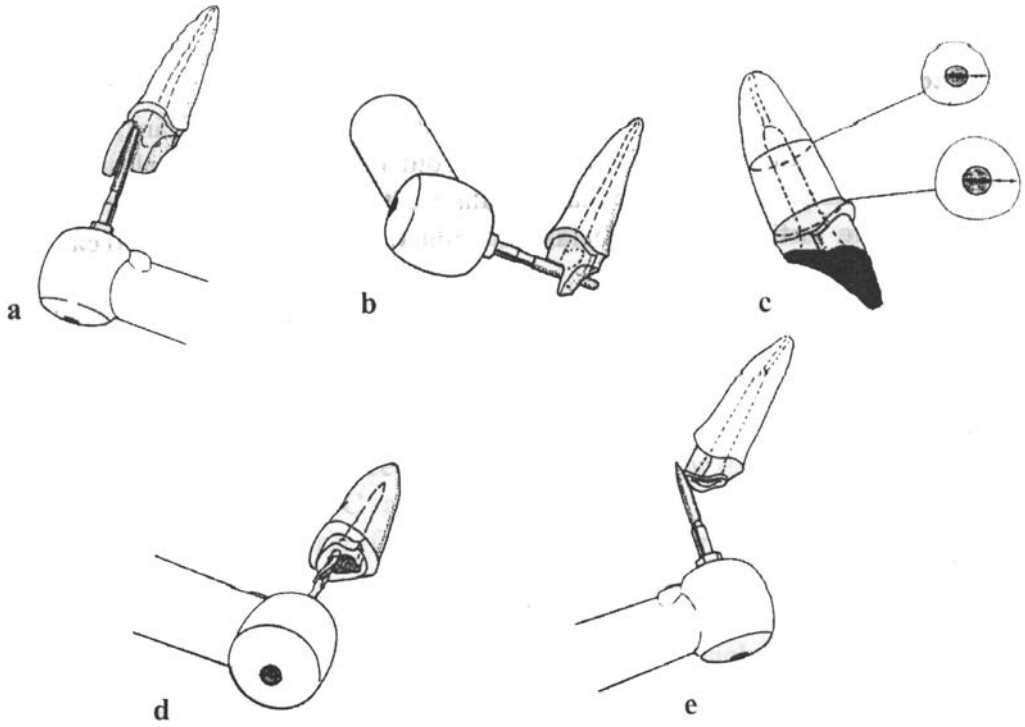


Fig. 7.111. Etape ale preparației dentare pentru DCR:a-Premergâtor preparârii canalare se realizează preparația coronară. b-Se îndepartează structura dentară nesusținută. c-Diametrul DR trebuie să nu depășească 1/3 din diametrul radicular la JSC-(a). Trebuie să fie cu minim 2 mm. mai mic decât diametrul radicular lajumătatea ei-(b). d-Prepararea locaşului cu freza nr 170. e-Bizoul extern se realizează cu un diamant flacârâ.

Se lărgeşte gradat canalul cu frezele Peeso. Ca regulâ generală lărgimea canalului radicular preparat nu va depăşi 1/3 din diametrul rădâcinii la niveluljoncțiunii smalț-cement, iar grosimea pereților radiculari în jumătatea apicalâ a rădâcinii va fi de minim Imm (fig.7.111. c).

După prepararea canalului pentru **DR,** cu o freză nr. 170 se va realiza un lâcaş antirotațional în peretele radicular acolo unde acesta este mai gros (fig.7.111. d), cu diametrul de aproximativ 0,6 mm, iar adâncimea aproximativ 4mm. Cu o freză diamantatâ flacârâ se realizează un bizou de-a lungul periferiei exteme a preparației (fig. 7.111. e) care permite încercuirea dintelui, protejându-1 împotriva fracturii.

• Confecționarea machetei din râşină acrilică

l.Se adaptează o **tijă de plastic (de obicei RA)** m canal până la capâtul apical al preparației şi se **crestează** pe ea un V corespunzător feței vestibulare a dintelui pentru orientarea reinserârii (fig. 7.112 a). Este o greşeală utilizarea unei tije metalice pentru a retenționa masa de acrilat(fig.7.112b).

2. Izolarea canalului se realizează cu ajutorul unei meşe îmbibată m ulei de parafmă sau vaselină înfăşuratâ pe o frezâ Peeso.

Se prepară **RA** în consistență fluidă, smântânoasâ. Se umple cât mai bine **canalul radicular cu RA.** Se umectează tija de plastic cu monomer şi se introduce complet în canal. Se acoperă şi bizoul extem cu răşină acrilică (fig.7.112. c). Ca metodă altemativă se poate realiza un

cilindru subțire de răşinâ care va fi introdus în canal $i împins cu un **DR** de plastic pensulat cu monomer-

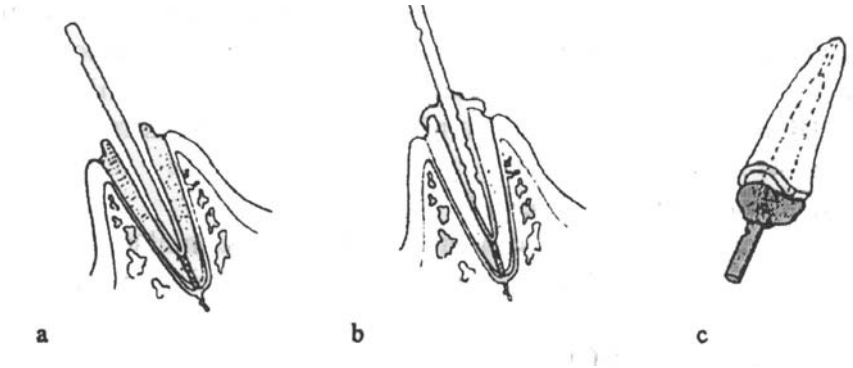


Fig. 7.112 a-Confortttat'âa tij&i dâ plastic pentru a se adapta lejer în canal; b—Confbrmarea unci tlje de metal pentru a retenționa raşina acrilica este o greşeală; c-Prima porție de râşinâ plasatâ în canal trebuie sâ acopere şi bizoul extern (150).

Când râşina acrilicâ se întăreşte uşor şi ajunge la consistența la care îşi păstrează memoria elastică, se **mobilizează macheta.**

3. După polimerizarea râşinii în porțiunea radiculară, se **revaselinează canalul,** se **repoziționează DR în canal** şi ge adăugă **RA** pentru realizarea bontului coronar (fig. 7,113, a), a cărui schițare prelimmara nnate exista ne tiiă.

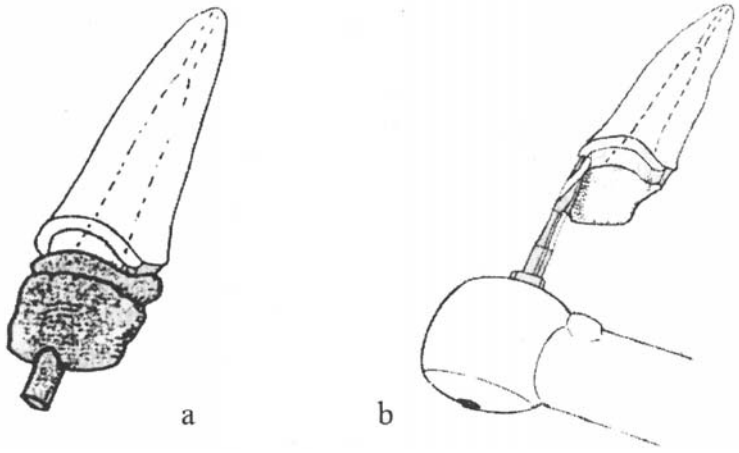


Fig. 7.113. a- A doua porție de râşină este adâugată pentru realizarea părții coronare a machetei. b-„Bontul coronar" se prelucrează prin frezare în forma finalâ a unei preparații coronare.

Modelarea inițialâ a părții coronare a machetei se poate realiza şi în mânâ cu instmmentar rotativ. Forma fmală a machetei se realizează cu macheta pe dinte (fig. 7.113. b), **reconturarea răşinii acrilice în acest stadiu fiind o manoperă mult mai uşoară decât reconturarea DCR metalic fînit.** Macheta se finisează cu discuri fine de hârtie. Se degresează cu un burete îmbibat în alcool pentru a îndepârta resturile de vaselină care ar putea crea probleme în faza de tumare a piesei protetice.

- Confecționarea machetei din material termoplastic

- Se **adaptează tija de plastic** în canal. Se scurtează tija până când depăşeşte cu 1,5-2mm „linia de demarcație" a preparației coronare;

- Se lubrefîază canalul;

- Se **încâlzeşte masa termoplastică** în apă caldă;

- Se aplică o mică cantitate de râşină termoplastică caldâ **pe capătul apical** al tijei, astfel încât să acopere 2/3 **din lungimea viitoarei machete a canalului DR;**

- Se inserâ complet tija în canal, se mobilizează după 5-10 secunde şi apoi se repoziționează. Se examinează existența golurilor;

— în cadrul tehnicii semidirecte macheta **DC** se poate realiza fie din râşină autopolimerizabilă prin tehnica de adiție, fie prin injectarea unei răşini fotopolimerizabile într-un conformator transparent, urmată de polimerizare;

- Macheta **DCR** se ambalează şi se toamă. Se recomandâ utilizarea masei de ambalat pe bază de fosfați care este mai rezistentă. */'^'Jf'^r.*

• Confecționarea machetei din ceară

Se foloseşte ceară albastră pentru incmstații. Tehnica este similara cu cea folositâ la **RA,** dar este mai dificilă, cere mai multă dexteritate şi este supusă mai multor erori. La ora actuală tinde să fie abandonată.

• Finisarea şi cimentarea DCR

Macheta **DCR** este completatâ cu macheta conului de tumare la capătul incizal sau ocluzal (fîg. 7.114 a). Se vor adăuga 1—2 cc dc apă în plus la 50 g de masă de ambalat şi nu se va utiliza liner pe pereții chiuvetei pentru a obține un **DCR** uşor subdimensionat. Macheta ambalatâ trebuie menținută în cuptor cu 30 de minute mai mult decât în mod obişnuit pentm a asigura eliminarea completă a răşinii.

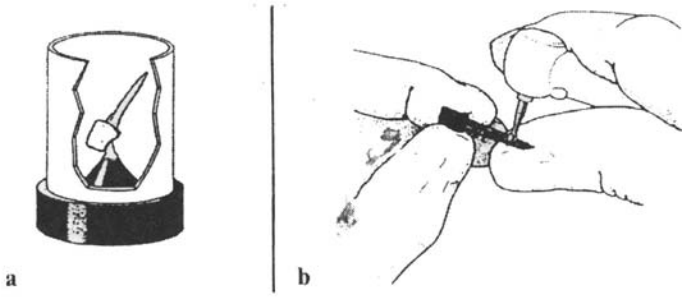


Fig. 7.114. a-Macheta şi conul de tumare pregâtite pentru ambalare;b-Realizarea şanțului de refluare a cimentului la nivelul DR.

Se verifîcă adaptarea **DCR** pe dinte sub o uşoară presiune. Dacâ nu se adaptează exact **DR** se va sabla şi se va reinsera în canal. Orice punct lucios trebuie îndepărtat. Pe una din fețele **DR** se va săpa un şanț pentru a permite refluarea excesului de ciment (fig. 7.114. b.).

Apariția **cimenturilor adezive** (de ex. **RellyX Arc, utilizat peste un strat de adeziv dentinar deja fotopolimerizat)** a simplificat mult procedeul de cimentare, dificil şi îndelungat m cazul cimenturilor **RDC dual-cure.**

DCR turnate obținute prin tehnica semidirectă pot fi realizate şi la nivelul **premolarilor.** Procedura pentru premolarii inferiori monoradiculari este aceeaşi ca pentru dinții frontali. Pe premolarii superiori cu două canale radiculare unul din canale va adâposti **DR,** iar celălalt lăcaşul pentru **dispozitivul antirotațional.** La nivelul **molarilor DCR turnate** se realizează mai rar datorită divergenței rădăcinilor care necesită **turnături tip multipiese „ cheie în broască" sau „sisteme cu zăvor" (fîg. 7.99).**

7.2.5.7. TEHNICI INDIRECTE

Tehnica indirectâ presupune confecționarea machetei **DCR** m laborator.

Prepararea canalului se face conform tehnicii descrise.

Amprenta se poate lua cu un elastomer de sinteză dacă se utilizează o tijă metalică pentru susținerea materialului de amprentă (fig. 7.115.).

Se pensulează axul de sârmă cu un **adeziv** folosit uzual pentru lingurile de amprentâ farâ retenții. Se **vaselinează**
canalul pentru a facilita îndepărtarea amprentei. evitând m acelaşi timp distorsiunile.

Introducerea **materîalului de amprenta** la nivelul preparatiei radiculare se va face cu ajutorul **celui mai gros ac Lentullo** (din dotare) care se adaptează m canal, prin rotirea acestuia m sens orar pentm a împinge elastomerul de sinteză spre apical.

Ulterior se plasează **tija de sârma** pe toată lungimea preparației radiculare, se injectează **material de amprentă în jurul său** şi se introduce **lingura de amprentă** ca suport. Se toamă modelul.

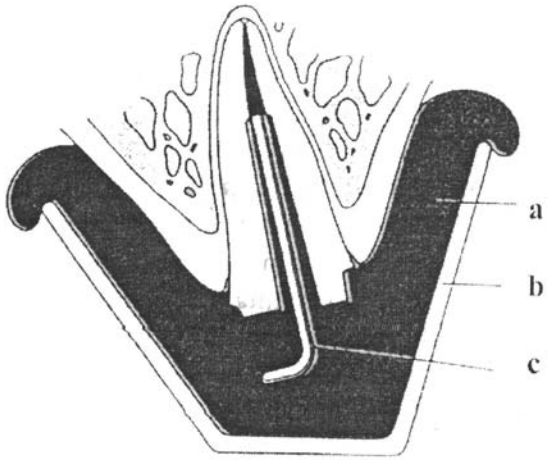


Fig. 7.115. Amprentarea preparației pentru DCR: a. material dc amprentâ; b. lingurâ de amprentâ; c. tija de sârrna îndoitâ în Ibrma literei "J".

Macheta realizată în laborator

Se selectează o tijâ de plastic, care se adaptează bine în canal a cărei suprafață se înaspreşte.

Se lubrefiază modelul. Se aplică un strat fin de ceară de inlay moale pe tija de plastic, la care se adaugă treptat noi cantități de ceară începând din porțiunea apicală a tijei. Dupâ realizarea machetei de ceară a **DR** se trece la confecționarea machetei **DC** în prelungirea **DR.** Este o tehnică mult mai laborioasă cu posibile erori.

Realizarea machetei dispozitivului coronar pentru dinți pluriradiculari în laborator:

- Macheta DR-urilor se realizează după tehnica cunoscută;
- în jurul primului **DR** se realizează o parte din macheta de ceară a **DC;**
- Se îndepărtează pragurile din vecinătatea celorlalte **DR,** se ambalează şi se toamă;
- In jurul fiecărui **DR** rămas se elaborează câte o portiune din macheta de ceară a **DC,** se ambalează şi se toamă;
- Utilizarea cozii de rândunică ca modalitate de asamblare a componentelor **DC** face procedeul mai complicat şi aduce beneficii limitate, deoarece **DC** final va fi acoperit de o coroană de înveliş care va menține împreună componentele ansamblului.

7.2.5.8. TEHNICI COMBINATE

în cadrul tehnicilor combmate, fie se reatizează în cabinet macheta DC din răşină auto- sau fotopolimerizabilă peste un **DR** prefabricat, fie se adaugă deasupra machetei din material termoplastic a **DR** o porțiune coronară din răşină auto-, fotopolimerizabilă sau din ceară sau se realizează în laborator macheta **DC** deasupra unui **DR** machetat în cabinet din masă termoplasticâ.

Tehnica realizarii machetei dispozitivului coronar din răşinâ autopolimerizabilă deasupra unui DR prefabricat:

1. Deasupra unui **DR** prefabricat răşina se adaugâ prin pensulâri succesive şi aplicare pe **DR.** Unii recomandâ realizarea machetei **DC** prin tehnica step-by-step din răşina fbtopolimerizabilâ;

2. Se va supradimensiona uşor macheta **DC;**

3.După polimerizarea completâ se trece la fmisare cu freze de fmisat din carbid sau discuri de hârtie sub spray de apâ. Micile defecte se corectează cu cearâ;

4. Se îndepârtează macheta şi se ambalează.

DR prefabricate din aur, cu dispozitive de transfer

Tehnica este o variantă a firmei Metaux Precieux SA. Dintr-o gamă largă de sortimente se alege **DR din aur** adecvat dimensiunilor rădăcinii, dispozitivul de transfer şi freza de canal calibratâ. Se prepară canalul radicular, se adaptează dispozitivul de transfer şi se amprentează. în laborator se înlocuieşte dispozitivul de transfer cu cel echivalent din aur, **peste care** se **toarnă din aliaje de aur DC.** Şi în această variantâ se prepară în bont un şanţ antirotaţional.

TehnicaWiptam -

Se adaptează în canalul radicular o sârmâ din aliaj de Ni-Cr-Co, având o rezistenţâ deosebitâ în secţiune subţire. Canalul se preparâ cu freze de canal care sunt calibrate în concordanţâ cu grosimea sârmei, asigurând o adaptare excelentâ a viitorului dispozitiv. în porţiunea coronarâ a canalului se prepară un lâcaş în formă de casetâ. Se amprentează bontul radicular şi dinţii vecini. Peste tije se toamă **DC** dintr-un aliaj de Ni-Cr-Co. Partea de turnăturâ care se va adapta în lâcaşul coronar are o acţiune antirotaţionalâ. Diametrul sârmei din Wiptam variazâ între 1-1,5 mm. Metoda se indicâ în caz de canale înguste.

Tehnica cu sârmă din aliaj de aur cu 10 % iridiu şi platinâ

Tehnica este similarâ cu cea descrisă la tija din aliaj nenobil. Prezintă avantajul acurateţei m tumare a aliajelor de aur şi dezavanatajul preţului incomparabil mai mare. .

Tehnica realizării machetei DR în cabinet şi a machetei DC în laborator

Peste macheta **DR** realizată din masâ termoplasticâ şi plasată în canalul radicular preparat se ia o amprentă cu un elastomer de sinteză, amprentă care va fi tumată obişnuit. Pentru a facilita îndepărtarea machetei de pe model se poate imersa modelul în apă caldă. Se va repoziţiona macheta **DR** pe model peste care se va realiza în continuare macheta **DC** din cearâ.

Realizarea machetei DC pentru dinţi pluriradiculari în cabinet

în cazul dinţilor pluriradiculari se poate realiza macheta **DC** în laborator, însâ accesul limitat poate înclina opţiunea spre machetarea directă m cabinet. Se utilizează astfel un **DC** dintr-o singurâ bucată şi **DR** auxiliare prefabricate. Dispozitivul coronar se toamă m continuarea unui singur **DR** tumat, celelalte canale vor fi sediul unor **DR** prefabricate inserate prin orificiile tuneliforme care străbat **DC** tumat.

Restaurâri provizorii

Restaurarea provizorie a unui dinte tratat endodontic este necesarâ pentru a preveni migrarea dinţilor vecini şi antagonişti precum şi din raţiuni estetice (fig. 7.116.).

Dacă recurgem la tumarea în laborator a unui **DCR,** este necesarâ o restaurare provizorie în aşteptarea celei de durată. Retenţia acesteia se realizează prin adaptarea m canalul radicular a unei tije metalice. Restaurarea provizorie se va confecţiona apoi din **RA** prin tehnica directă.

îndepârtarea dispozitivelor coro-noradiculare existente

Dacă ocazional un **DCR** existent trebuie îndepărtat (pentru un tratament endodontic în cazul unui eşec al acestuia), pacienții trebuie sâ înțeleagâ câ îndepârtarea acestuia cstc **o procedură riscantă care duce uneori la fracturâ radiculară** (este indicat chiar obținerea unui consimțâmânt scris în acest sens).

Dacă existâ o lungime coronară suficientâ a **DCR** acesta poate fi mobilizat cu un instrumentar special. **Vibrarea DCR în prealabil cu un instrument cu ultrasunete** poate fisura cimentul $i va facilita manopera de îndepărtare. Deşi examinările histologice facute m cadrul experimentelor pe animale nu au evidențiat efecte nocive la nivelul țesuturilor parodontale, îndepărtarea cu ultrasunete a **DCR** este o procedura lentă şi poate duce la un număr crescut de fisuri intracanalare şi intradentinare.

Ca altemativâ se poate folosi un instmment specific pentm îndepârtat **DCR,** care constâ dintr-o **menghină miniaturală** pentru a prinde **DCR** şi **picioruşe** care se sprijinâ pe suprafața radiculară. Menghina este activată cu ajutorul unui şurub şi astfel se extrage **DCR-ul.**

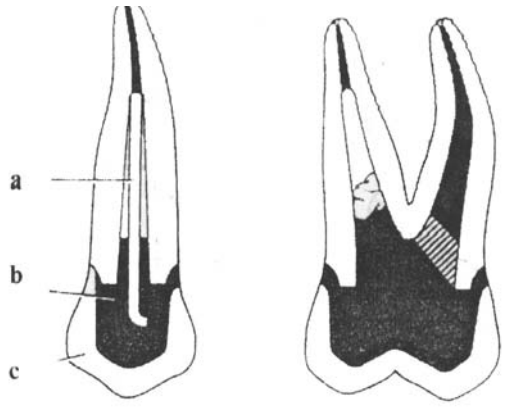


Fig. 7,116, Restaurarea provizorie în asteptarea DCR tumat:a-coroana prefonriata;b-RA;c-tijă metalica.

Un **DCR** care s-a fracturat m interiorul canalului radicular nu poate fi îndepârtat cu instmmentul specific şi nici cu pensa. 0 modalitate de a-1 îndepărta este **prin frezaj în jurul lui,** cu foarte mare atenție pentru a evita perforațiile radiculare. Tehnica se pretează mai ales pentru **DCR scurte şi subțiri fracturate intraradicular.**

0 altă modalitate de a îndepărta un **DCR** fracturat intraradicular este prin utilizarea unor **freze tubulare (trefîne)** care realizează un spațiu de jur împrejurul **DCR.** Procedura poate fi facilitată prin utilizarea unui **adeziv pentru ataşarea unui extractor tubular,** sau prin utilizarea unui **extractor înşurubat. Toate manoperele de îndepârtare a unui DCR fracturat în canal prezintă riscuri.**

7.2.5.9. COROANA DE SUBSTITUTIE

Coroana de substituție este o **restaurare protetică unidentarâ formatâ din DR, prevâzut cu plăcuțâ, inel şi DC sub formă de casetă sau semicasetă.** Cele două componente pot fi tumate împreunâ sau separat (fig. 7.117.).

Scheletul metalic al coroanei de substituție se toamă din aliaje mai rigide care conferâ rezistență mecanică DR (inclusiv inelului).

Se folosesc:

- aliaje de Au cu Pt-Ir, rigide şi greu prelucrabile
- aliaje de Au 833%o +12% Pt şi 750%o+12% Pt
-aliaje Cr-Co cu modul de elasticitate mare, dar cu prelucrare mai dificilâ decât la aliajele de Au

Dispozitivnl coronar este prevâzut cu o casetă în care se aplicâ o fațetă fizionomică de **RA;, RDC** sau ceramieâ.

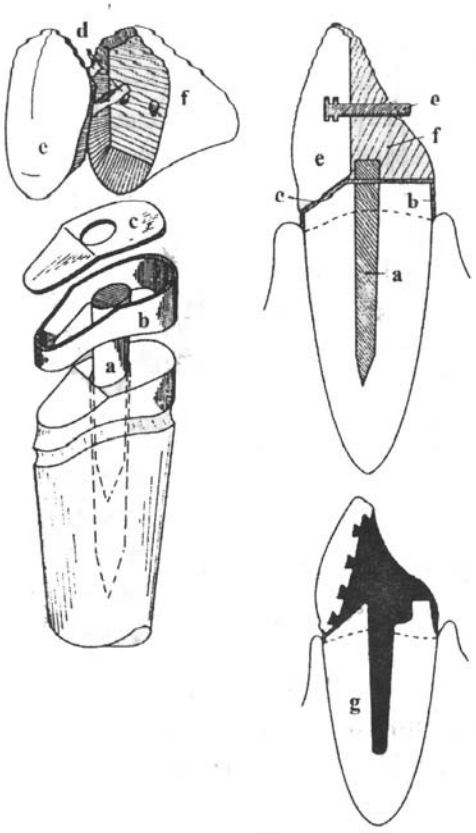


Fig. 7.117 Componentele unei coroane de substituție:a-DR; b-inel; c-plâcuță; d-nituri pentru retenția fațetei; e-fațetă; f-casetâ; g-retenții pentru acrilatul modelat în laborator sub formâ de

Fațetele de ceramicâ au mai mult o valoare istorică, **RA** şi **RDC** şi ceramica arsâ pe casetâ înlocumdu-le aproape în totalitate- Fațetele din ceramică erau prevăzute cu crampoane lungi din platină, care se solidarizează cu caseta prin nituire, cimentare, sau crampoane butonate din aur care se cimentează într-un lăcaş creat în casetă m faza de machetâ. 0 altă formulâ de fațete din ceramică sunt cele prevăzute pe fața palatinală cu un şanț care culisează pe o proeminență a casetei. Sunt fațetele Steel interşanjabile, care permiteau înlocuirea fațetei. La celelalte tipuri de fațete înlocuirea era deosebit de dificilă.

Ceramica se poate arde şi strat cu strat. Dispozitivul coronar m loc de fațetă poate fi un bont pe care se arde ceramică.

Suprafața de secțiune va fi preparatâ în două planuri care formează între ele un unghi diedru. Forma rezultată se compară de obicei cu un acoperiş de casă. Prin această configurație geometrică se urmăreşte îmbunâtățirea sprijinului, retenției şi rezistenței protezei unidentare, fară a prejudicia aspectul fizionomic

Muchia formatâ de versantele orale şi vestibulare va fi deplasată uşor spre suprafața oralâ pentru îmbunătățirea aspectului fizionomic. Poate fi însă plasată şi la jumătatea suprafeței de secțiune. Când nu există țesuturi dure coronare care să permită prepararea „clasică", se permite şlefuirea într-un singur plan oblic spre vestibular.

Prepararea pereților axiali are m vedere adaptarea inelului, care trebuie să realizeze încercuirea de protecție a bontului fară să lezeze parodonțiul marginal. Cu o piatră diamantată efilată „în flacără" se îndepârtează resturile de smalț şi puțin din dentinâ pentru deretentivizarea bontului. Pereții axiali trebuie să fie paraleli între ei, rezultând un bont de formă cilindricâ. în caz de restaurări plurale, forma va fi tronconică.

Pentru **prepararea fînalâ a canalului radicular** se folosesc aceleaşi instmmente şi se urmâresc aceleaşi principii şi obiective ca la **DR** tumate m general. Când coroana de substituție este folosită ca element de agregare m proteze fixe de amploare se impun adesea derogări m ceea ce priveşte lungimea dispozitivului sau centrarea canalului.

Finisarea bontului radicular

In faza finală a preparării dintelui se înfundă peretele vestibular cu 0,5 mm subgingival, pentru a masca inelul metalic, similar oricărei **CM.** Pentru îmbunătățirea aspectului fizionomic versantul vestibular se va concaviza cu ajutorul unei freze sferice sau piriforme cu diametm adecvat. Se asigură astfel o grosime mai mare fațetei din **RA, RDC** sau ceramică.

Adaptarea **DR** urmăreşte aceleaşi obiective ca la orice coroană tumată. Dificultatea

suplimentară este legată de adaptarea simultană a **DR** a inelului şi a capacului. Coroana de substituție se adaptează şi se cimentează în aceeaşi şedință.

7.2.5.10. COROANĂ DE SUBSTITUTIE SÂU DISPOZITIV CORONORADICTLAR?

Spre deosebire de **coroana de substituție „monobloc",** substituția coronară realizată printr-o **coroană de înveliş pe un DCR turnat** poate fi considerată o **„coroană de substituție din două părți".**

Coroana de substituție monobloc a rămas azi de interes istoric pentru majoritatea cazurilor.

Sistemul **DCR** asociat cu o coroană de înveliş oferă mai multe avantaje față de coroana de substituție (fig. 7.118.);

• Dispozitivul coronoradicular este distinct de restaurarea finală (orice tip de coroană de înveliş). Coroana este confecționată, adaptată şi cimentată pe bontul artificial la fel ca pe un bont preparat la nivelul unui dinte natural.

• Adaptarea marginală a restaurării nu este condiționată de adaptarea **DR.** Se evită combinarea principiilor de retenție intra- şi extracoronară.

• Restaurarea fmală va fi adaptată pe un bont conceput şi realizat conform necesităților clinice.

• In cazul când dintele depulpat este folosit ca stâlp de punte axul intraradicular de inserție nu trebuie paralelizat cu axul de inserție al celorlalți dinți stâlpi. Se evită astfel coroane de substituție cu DR prea scurte.

• Dispozitivul coronoradicular poate fi confecționat astfel încât să fie păstrate țesuturile dentare coronare care sunt sănătoase.

• Dacă este necesar un **DR,** alegerea nu ge limitează doar la cele tumate; se pot folosi şi **DR** prefabricate.

• Restaurarea proteticâ unidentară poate fi înlocuită la nevoie, fără ca DR să fie afectat. Este unul din cele mai importante avantaje. In cazul coroanelor de substituție îndepărtarea **DR** al acesteia întâmpină dificultăți deosebite mergând uneori până la compromiterea rădăcinii.

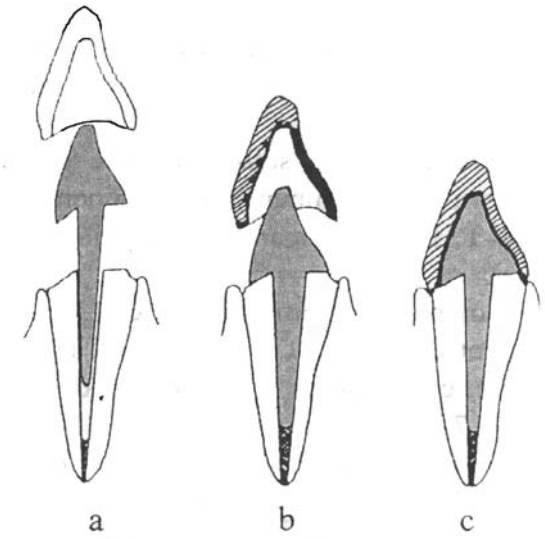


Fig.7.118. Restaurări protetice prin substituire: a) DCR şi coroana jacket b) DCR şi coroană mixtă metalo-polimerică c) DCR şi coroană mixtă metalo-ceramică

7.2.5.11. EŞECURI CLINICE

Diferențele morfologice şi funcționale dintre dinții anteriori şi cei posteriori impun necesitatea ca ei să fie restaurați în mod diferit, în special datorită sarcinilor funcționale pe care aceştia le suportă.

O analiză retrospectivă cuprinzând 638 de pacienți efectuatâ de Torbjomer (169) a evaluat 788 **de DCR:** 456 tumate şi 332 prefabricate. S-a constatat *w* la 4-5 ani dc la fixare **rata eşecurilor a fost mult crescută la bărbați față de femei.** Rata eşecunlor **la pacienții trecuți de 60 de ani a fost de trei ori mai mare decât la tineri.** Rata de **eşec la dinții maxilari** (15%) **a fost de trei ori mai mare decât pfcntru dinții mandibulari** (5%), fiind mai ridicatâ la incisivii laterali, canini şi premolari decât la incisivii centrali. **Rata de eşec a fost semnificativ mai mare în cazul protezelor parțiale fîxe agregate pe stîlpi restaurați cu DCR decât în cazul restaurârilor protetice unidentare cu DCR.** în studiile lui Sorensen şi Martinoff (156) **DCR** tumate au prezentat o ratâ a eşecurilor uşor mai mare decât cea a celor prefabricate în combinație cu reconstituiri coronare din amalgam. Totuşi Torbjoner şi colab. sugerează că **DCR** turnate tind să fie utilizate pe dinți cu distmcții radiculare mai mari (169).

Extensiile distale pe dinți reconstituiți cu **DCR** contribuie la scurtarea duratei de funcționare a acestora.

0 coroană de substituție este solicitatâ întocmai ca un dinte natural. Solicitârile masticatorii se descompun într-o componentă verticală-CV, una orizontală-CO şi o a treia de torsiune-T. Ponderea mare a solicitărilor se concentrazâ m treimea cervicalâ a rădăcinii (fig. 7.119. a). H^ •^,

Componenta verticală a forțelor masticatorii acționează asupra coroanelor de substituție, iar **DR** pot provoca fracturi radiculare. De aceea **DR** trebuie sâ fie intim adaptate la bonturile radiculare, **contactul m suprafață** fiind necesar pentru preluarea forțelor masticatorii de către dinte(fig.7.119.b).

Forțele orizontale tind să scoată **DR** ca pe un cui dm perete, cu tendința de fractură a peretelui vestibular al rădăcmii. Prepararea în „acoperiş de casă" şi încercuirea orală împiedicâ apariția forțelor de încovoiere şi a fracturilor cominutive (fig. 7.120.).

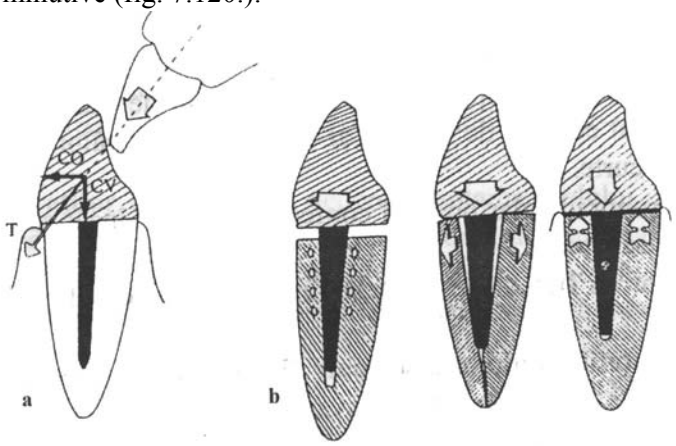


Fig. 7.119. a- Descompunerea solicitârilor masticatorii: CV. - componentă verticalâ; CO - componentă orizontală, T - componenta de torsiune: pondere mare a solicitărilor în 1/3 cervicală; b- Componenta verticalâ a tbrței masticatorii

Microinfiltrațiile prezente de-a lungul obturațiilor radiculare şi a **DR** cimentate pot duce la o ratâ crescută a eşecurilor. Un studiu realizat la Academic Center for Dentistry Amsterdam pe 120 de rădăcini umane utilizând un model modificat al transportului fluidelor a evaluat prezența microinfiltrației de-a lungul **DR** ParaPost cimentate cu patru cimenturi diferite în cei 7 mm radiculari. Dispozitivele radiculare cimentate cu oricare din cimenturile utilizate nu prezintă microinfiltrație mai mare decât obturația radiculară anterioară a aceluiaşi spațiu radicular.

Obturația radiculară apicală a celor 4 mm rămasă în urma preparării spațiului pentru DR prezintă însă microinfiltrație semnificativ mai mare decât obturația radiculară completă. Micromfiltrația creată prin îndepărtarea părții coronare a obturației radiculare poate fi compensată prin cimentarea **DR.**

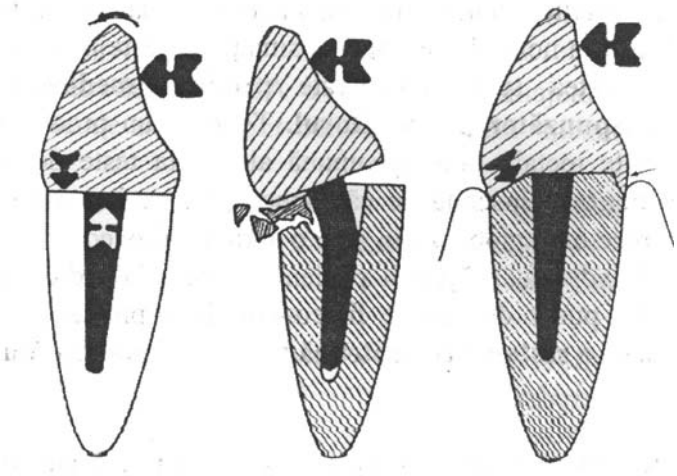


Fig. 7-120 Acțiunea tbrțelor orizontale are tendința fractUfării peretelui vcstibular al radâcinii prepararea în acoperiș de casă şi încercuirea oralâ împiedică fractura.

7.2.6. MATERIALE DIN CARE SE REALIZEAZĂ RESTAURĂRILE EXTRACORONARE

Tehnologia necesară obținerii unor restaurări protetice fîxe extracoronare reclamă utilizarea unor materiale specifice tipului de restaurare, topografiei acesteia, indicațiilor şi posibilităților tehnologice ale laboratorului sau nivelului financiar al pacientului. In acest sens cel mai des folosite materiale sunt: **metalele şi aliajele, masele ceramice, polimerii şi RDC.**

7.2.6.1. METALE ŞI ALIAJE. OBSERVATII CLINICE

La ora actuală, pe plan mondial există peste 1000 de aliaje şi metale folosite în tehnologia restaurârilor dentare extracoronare. De exemplu m Germania sunt folosite la ora actuală circa 900 de aliaje dentare ale câror caracteristici sunt descrise într-un „Dental Vademekum". Pe când o astfel de lucrare şi la noi?

In funcție de tipul aliajului apar m acest catalog: **denumirea comercialâ, producătorul, prețul** (per.gram) şi **proprietățile fizice** (de ex. coeficientul de dilatare termică, temperatura de topire sau culoarea aliajului).

Se pune întrebarea **dacă medicul stomatolog trebuie să posede cunoştinţe şi despre aliajele dentare pe lângă cele privind materialele din cabinet, domeniu în care sunt tentaţi majoritatea medicilor să se perfecţioneze.** Răspunsul la această întrebare este afirmativ, deoarece **stomatologul** este, **din punct de vedere juridic, singurul răspunzâtor de biocompatibilitatea aliajelor utilizate.** Nu aliajul în sine, ci produsul finit (restaurarea protetica fixă,) este considerat a fi **„medicamentul"** la care a apelat stomatologul pentru terapia afecţiunii specifice pacientului. Conform normelor europene, situaţia nu este la fel şi pentru amalgame sau materiale compozite. Acestea sunt considerate **produse medicamentoase** de a câror biocompatibilitate **este răspunzător producătorul.** Teoretic un producâtor de aliaje poate să topească la alegere diferite metale fără să supună aliajul la teste de biocompatibilitate, dar produsul finit, **proteza dentarâ** inserată de câtre medic în cavitatea bucalâ intră în categoria „medicamentelor", deoarece ea înglobează m sine o serie de procedee tehnologice suplimentare faţă de aliaj şi se aplică individual fiecărui pacient m parte la indicaţia medicului. Reacţiile chimice şi stabilitatea din punct de vedere fizico—chimic a protezelor fixe m mediul bucal întâresc şi mai mult ideea câ **o restaurare proteticâ trebuie considerată un medicament.**

7.2.6.1.1. CRITERIILE DE ALEGERE ALE ALIAJELOR DENTARE

In practica de zi cu zi, într-un cabinet stomatologic alegerea unui aliaj dentar ţine de rutină. Dacă nu se are în vedere aspectul financiar, se merge de obicei pe ideea câ cel mai scump sau cel mai uşor prelucrabil este şi cel mai indicat.

Concepţia după care **aliajele nobile cu conţinut ridicat în aur** sunt cele mai „bune" nu este valabilă pentm orice soluţie terapeutică_ De exemplu, nu toate protezele parţiale fixe pot fi realizate din aliaje nobile cu conţinut crescut m aur.

Chiar dacă ne-am decis asupra aliajelor nobile cu conţinut crescut m aur se pune problema care dintre ele ar fi cel mai indicat. De exemplu, pe Piaţa Comunitară există circa 200 **de aliaje** din aceastâ gmpă. Pentru a putea lua o decizie corectă medicul stomatolog trebuie să răspundâ la următoarele întrebări:

1. La ce grupe de aliaje poate apela?
2. Care sunt criteriile după care putem eticheta un aliaj dintr-o anumiţa gmpă drept „bun" sau „nesatisfacător" ?
3. Cum putem să ne decidem conform acestor criterii consultând indicaţiile producătorului ?
4. Care sunt situaţiile clinice pentru care este indicat un anumit tip de aliaj ?

7.2.6.1.2. CLASIFICAREA ALIAJELOR DENTARE

In 1927, Bureau of Standards a clasificat aliajele pe bază de aur în patru tipuri (I la IV),în funcţie de proprietăţile mecanice, duritatea crescând de la tipul 1 la IV; aceste criterii de clasificare fiind incluse în normele **DIN 13906, ISO 1563** şi specifîcaţia **ADA nr.5.**

- **Tipul 1** - HV=59-90 **moale-(soft)** pentru solicitări minime (incmstaţii mici de obicei ocluzale)
- **Tipul II** - HV=90-120 **mediu-(medium)** pentru solicitâri moderate: coroane parţiale (mai groase) elemente de agregare, extensii, coroane de înveliş etc.

• Tipul III **- HV=120-150** dur-(hard) **pentru solicitâri crescute: coroane parțiale subțiri, intermediari micşti subțiri, coroane de înveliş, extensii, proteze fixc extinse cu nr. redus de elemente de agregâfe.**

• Tipul IV **- HV>150 (râcit lent), HV>120** (durificat) - extradur **pentru solicitâri mari(componente ale protezelor scheletizate).**

• Tipurile I, II şi 111 **sunt destmatâ râstaurărilor protetic® fixe** („crown and bridge alloys").

în 1981, **a fost introdusă m SUA o clasificare a aliajelor în funcție de compoziția în procente de greutate (metale nobile sunt considerate aumL metalele din subgmpa platinei şi argintul):**

• Aliaje cu conținut crescut de metale nobile
- **Au + subgmpa Pt>90%**
- **Au>40%**

• Aliaje cu conținut mediu de metale nobile
Au + subgmpa Pt>70%

• Aliaje cu conținut redus de metale nobile
-Au+ subgmpa Pt<70%
- Aliaje nenobile
- **Au+ subgrupa Pt=0%**
- **(metale nenobile-- nichel, crom)**

în 1984, clasificarea a fost modificată astfel**:**

a Aliaje cu înalt conținut nobil (high noble alloys) conținut în metale nobile>60% Au>40%	**a Aliaje nobile (noble alloys) conținut în metale nobile>25%**	**a Aliaje predominant nenobile (predominantly base alloys) conținut în metale nobile<25%**

Tot atunci, **Council of Dental Materials, Instruments and Equipment** a stabilit că în SUA, pe toate ambalajele aliajelor dentare **trebuie tipărit procentul de greutate a primilor trei componenți de bază şi a fiecărui metal nobil. Totodată, a fost propusă specificarea în foaia de observație a pacientului a denumirii aliajului folosit şi a compoziției acestuia.** în prmcipiu aliajele dentare din care se confecționează restaurări fixe se împart m **aliaje pentru proteze fixe metalo-ceramice şi aliaje obişnuite** (care nu se placheză cu ceramică).

O clasificare mai recentă (1998) facută de Striezel recunoaşte trei grupe de aliaje:

Aliaje nobile, pe bază de:	**Aliaje nenobile, pe bază de:**	**Alte aliaje:**
• **Au**, -nealiat • cu conținut crescut de Au; •cuconținut redus de Au; • **Hg**(amalgame) • **Pd:** -cu conținut de Cu -cu conținut de Ag • **Ag.**	• **Ag.** • **Ni;** -Ni-Cr; -Cr>15% -Cr<15% • **Fe** (oțeluri); • **Ti ;** -nealiat -aliaje de titan	• bronzuri de Al • aliaje de Ga.

După Schwickerath (1989) principiul de clasificare pentru aliajele dentare îl reprezintâ **procentnl de masă (greutate) al fiecărui element.** Elementul component al aliajului cu cel mai ridicat procent de masă sau greutate determină apartenența la un anumit gmp de aliaje, chiar şi atunci când aportul este cu mult sub 50 %. Apar astfel 7 grupe;

• 3 grupe de aliaje nobile[1] (AN)
- **pe bază de Au**
- **pe bază de Pd**
- **pe bază de Ag**

4 grupe de aliaje nenobile (AN)
• pe bazâ de Co
• pe bazâ de Ni
• pe bază de Fe
• pe bază de Ti

Din punct de vedere istoric se obişnuieşte ca aliajele nobile să fie împărțite în două grupe, în funcție de conținutul lor în Au şi Pt:

• aliaje nobile cu conținut crescut de aur: **Au, Pt >** 75 %;

• aliaje nobile cu conținut redus de aur: **Au, Pt < 60 - 75 %.**

în principiu putem împărti fiecare din cele 7 gmpe **în aliaje pentru metalo-ceramică** şi **aliaje pe care nu se poate arde ceramică.** ^ **-r**

Pentm ca un aliaj sâ poatâ fi folosit pentm tehnica metalo-ceramică, asupra lui trebuie acționat m trei directii:

1. Ridicarea intervalului de topire cel puțin peste 1100°C pentru a evita deformarea scheletului metalic la temperaturile de ardere a maselor ceramice (circa 960°C); se obține prin atingerea unor procente ridicate de Pt sau Pd;

2. Impurificarea aliajului dentar cu elemente oxidabile care sâ asigure legaturîte covalente şi schimburile ionice de la nivelul interfeței aliaj/ceramică: Zn, In, Ga;

3. Sincronizarea coeficientului de dilatare termică al aliajului cu cel al masei ceramice. **CDT** al aliajului trebuie adus la o valoare de 14-15xl0~^{6} °C în intervalul 25 °C - 625 °C pentru a asigura o răcire cu tensiuni cât mai reduse la interfața aliaj/ceramicâ.

Situația este inversă m cadrul aliajelor pe bazâ de **Pd:** datorită intervalului de topire ridicat mai trebuie adăugate elemente nenobile (Zn, In, Pd), care să-i scadă temperatura de topire la o valoare apropiată de 1100 °C. Elementele de adaos mai asigură şi o curgere mai bunâ a aliajului în tipar, iar în al treilea rând legătura (prin oxidare) la placajul ceramic. Deoarece în cazul aliajelor pe bază de **Pd** se depăşeşte procentul minim de 1 % adaos de metale nenobile, acestea pot fi placate cu ceramicâ fârâ a fi necesare alte modificări de compoziție. Atenție, un adaos prea mare de In, Ga, Zn sau St pot slâbi rezistența aliajului la coroziune şi implicit biocompatibilitatea acestuia.

Aliajele nobile „universale" actuale de pe piață (pentru ceramică cu punct scâzut de sinterizare) nu conțin paladiu. Acest lucm le conferă aliajelor o culoare galben-aurie (după cum se ştie aliajul nobil pe bază de Pa are o culoare albă), însă le scade duritatea şi intervalul de topire.

Aliajele pe bază de argint se pretează doar condiționat la placarea cu ceramicâ, din două motive: pe de-o parte sunt foarte uşor oxidabile încât se formează un strat prea gros de oxizi (dăunător legăturii metalo-ceramice), iar pe de altă parte intervalul de topire este prea scăzut pentru masele ceramice uzuale. Doar cu mase ceramice modeme, care au un interval de sinterizare scâzut se poate placa un aliaj pe bazâ de argint. La ora actuală nu se comercializează încă un astfel de sistem metalo-ceramic

---

[1] Termenul de **nobil** - ține de poziția în sistemuî periodic al eîementelor şi de valoarea intrinsecâ a aliajului, cel de **prețios** - defineşte valoarea intrinsecă a unui metal sau aliaj; cele 8 metale nobile sunt concomitent şi prețioase, dar nu toate metalele prețioase sunt şi nobile.

Aliajele nenobile clasice (cu mici modificâri) se pretează în principiu la tehnologia metalo-ceramică. Aliajele pe bază de Fe sunt contraindicate pentru mediul bucal fiind foarte sensibile la coroziune. Dezavantajele aliajelor nenobile față de cele nobile rezidă m stratul prea gros de oxizi, care trebuie redus prin prelucrare mecanică sau chimică şi un **CDT** mai mare. Aliajek obişnuite pe bazâ de Co-Cr nu sunt indicate pentru metalo-ceramicâ, fiind puse la punct aliaje speciale de Co-Cr pentru aceastâ tehnicâ.

în cazul **aliajelor moderne pe bază de titan ca şi în cazul titanului pur** există o modificare de fazâ a metalului la 882 °C, când se schimbă atât stmctura cristalină, cât şi volumul. Din acest punct de vedere, cât şi datorită faptului că titanul formează un strat foarte gros de oxizi, la temperaturi ridicate este indicatâ utilizarea unci mase ceramice cu punct de sinterizare scăzut — circa 750 °C. La ora actuală se înregistrează o tendință de a utiliza un aliaj pentm cât mai multe tipuri de refaceri protetice. Cu toate că anumite firme indică utilizarea **aliajelor „universale"** pentru toate rcfacerile, încă nu există un aliaj „bun la toate". Conform studiilor efectuate de Kerschbaum aliajele nobile cu conținut crescut în Au constituie şi la ora actualâ materialul cel mai bun din care se pot realiza regtaurări protetice mixte. Alături de aliajele nobile utilizate pentru piesele tumate, rezultate la fel de bune se înregistrează şi în cazul aliajelor nobile depuse pe cale galvamcâ (sistemul AGC - Wieland, Pforzheim). Aliajele nenobile şi titanul nu au atins încă performanțele aliajelor nobile.

7.2.6.1.3. BIOCOMPATIBILITATEA

Dintre toate interacțiunile biologice şi chimice între aliajele dentare şi mediul bucal cele mai importante sunt **potențialul toxic şi alergen,** respectiv toleranța țesuturilor pentru elementele ce compun aliajul.

După Hermann şi Reuling (1989) un aliaj este toxic dacă depăşeşte de câteva ori doza maximă admisă pentru fiecare element m parte, care pătmnde m mod natural prin alimentație m organism. Astfel, pentru elementul esențial CO (monoxid de carbon) doza zilnică ingerată prin alimentație de un individ de 70 kg se situează între 150 şi 950 (ig. Eliberarea de CO de pe o suprafață de 20 cm^2 a unei proteze parțiale (în cazul unui aliaj bun de Co-Cr) se situează sub limita inferioară a dozei zilnice. Fenomene toxice apar la o doză zilnică de 25 - 30 mg, astfel că se poate exclude cu siguranță aliajul dentar, care, dacă este bine prelucrat, aduce un aport minim de CO.

Aprecierea potențialului alergen al unui aliaj şi/sau al elementelor componente ale acestuia se face prin testul epicutan Patch. De exemplu pentru Ni se face testul epicutan cu sulfat de nichel. Pentru pacienții care prezintă o sensibilitate (alergie) la Ni (sulfat de Ni) Hermann şi Schwickerath au demonstrat în 1989 că aceeaşi pacienți nu manifestă nici un fenomen de alergie dacă se înlocuieşte în test soluția salină de Ni cu plâcuțe din aliaje dentare cu conținut de Ni. In cazul pacienților cu sensibilitate mai mare s-a observat o reacție pozitivă pentru aliajele pe bază de Ni corodabile, în timp ce pentru aliajele necorodabile testul a fost negativ. Pacienții cu sensibilitate foarte mare reacționează pozitiv chiar şi la testul cu aliaje pe bază de Ni necorodabile.

Cu toate că aliajelor cu conținut de Ni li s-au imputat potențiale alergene, ele au fbst folosite la milioane de pacienți fară sâ se poată contura cu precizie o anumită simptomatologie clinică clară. în intervalul **1934 - 1988** s-au depistat **doar 149 de situații clinice** în care s-au întâlnit toate cele 3 criterii specifîce tabloului alergic:

a) Clinic: eczeme, congestie localâ sau ulceraţii;

b) Vindecare după îndepărtarea alergenului;

c) Test epicutan pozitiv

în ceca cc priveşte toleranţa mucoasei orale cele mai multe cercetâri s—au făcut pcntru titan şi aliaje pe bază de Co - Cr. Din experienţa acumulatâ până în prezent, titanul şi aliajele pe bază de Ti sunt considerate a fi perfect tolerabile de ţesuturile umane. Acelaşi lucru este valabil şi pentru Co-Cr cu condiţia ca volumul ionilor metalici eliberaţi în mediul bucal (prin coroziune şi/sau abrazie) să fie redus. Nici pentru Ni nu s-au constatat modificări patologice ale ţesuturilor moi bucale, atât m studiile **in vitro,** cât şi în cele **in vivo.**

Cele mai dezastmase rezultate au fost obţinute cu **aliaje pe bază de Cu,** care sunt foarte instabile în mediul bucal. Pentru aceste aliaje există cel mai mare risc de a declanşa reacţii inflamatorii acute. Ele au o structură multifazică complexă, fiind **foarte sensibile la coroziune şi colorări cu produşi de coroziune m soluţii fiziologice.**

Aliajele pe bază de cupm sunt şi la ora actuală subiectul unor controverse din ce în ce mai aprinse referitoare la biocompatibilitatea lor, aşadar acceptarea utilizării lor m practică este pusă la îndoială în majoritatea ţărilor.

Examinarea gingiei adiacente protezelor fixe din aliaje pe bază de Cu la câine, după 12 luni a decelat nivele crescute ale ionilor de Cu în ţesuturile respective şi o reacţie inflamatorie asociatâ (Bums J. K. 1989 şi German R. M. 1985). Studii „in vitro" pe culturi celulare epiteliale şi gingivale au demonstrat scăderea viabilităţii şi proliferârii celulare la o expunere în soluţii saline de cupm (Baumgardner J. D. 1989, Lucas L. 1984 etc.).

Din categoria aliajelor nobile cele mai puţin performante sunt cele **pe bază de argint.** Acestea nu asigurâ o bună rezistenţă la coroziune, datoritâ unui conţinut prea redus în aur/platină şi datorită structurii heterogene de solidificare a aliajului. La o prelucrare corectâ a aliajelor pe bază de argint s-au obţinut rezultate clinice bune, ceea ce scoate în evidenţă nivekil înalt la care se ridică celelalte aliaje din categoria „nobilelor".

Datorită preţului de cost redus, a proprietâţilor fizice bune şi a manipulării destul de facile, **aliajele pe bază de Ni-Cr şi Co-Cr** se utilizează frecvent la confecţionarea **protezelor fixe unidentare şi parţiale** total metalice sau mixte.

Meyer împarte aliajele nenobile m funcţie de conţinutul în crom şi molibden, m cinci clase:

- **clasa I:Cr^20%**
- **clasa II:** Cr > 16% şi Mo > 3%
- **clasa III:** Cr < 16% şi adaosuri de molibden
- **clasa IV:** Cr < 16% şi farâ adaosuri de molibden
- **clasa** V: aliaje temare Ni - Co - Cr.

La ora actuală în ţările subdezvoltate aceste aliaje domină practica protezelor fixe din raţiuni economice.

Aliaje pe bază de Ni - **Cr** conţin 60 -80% Ni şi 7 - 25% Cr (tabelul 7.17.). Componenţii de aliere cei mai frecvent utilizaţi sunt: Mo, Al, Mn, Si, Be, Cu, Co, Ga, Fe, Nb, St, Ti, Zn. Beriliul este prezent în cantităţi de 0,5 - 2% în unele produse.

Aliaje pe bază de Co - Cr conţin în general 53 - 70% Co, 20 - 32% Cr (tabelul 7.17.). Unele sisteme de aliaje Co - Cr conţin 2 - 6% Mo. Drept componenţi de aliere se utilizează Fe, Cu, Si, St, Mn, Ru etc.

Diferenţe mici în compoziţia aliajelor nenobile determină variaţii mari ale microstructurii şi proprietăţilor acestor aliaje (utilizate la confecţionarea protezelor fixe). **Experienţa obţmută cu un aliaj nu poate fi extinsă asupra altora din aceeaşi grupă.**

Din categoria aliajelor nenobile, cele pe bază de Fe sunt acceptabile doar pentru o prezență limitată în cavitatea bucală brackets-uri, ligaturi sau croşete. Unele aliaje pe bază de Ni trebuie privite critic şi datorită conținutului m crom şi molibden. Există la ora actuală pe piață aliaje pe bază de Ni care corespund din punct de vedere calitativ standardului înalt al aliajelor pe bază de Co. Titanul şi aliajele sale sunt optime dm punct de vedere al biocompatibilității.

Tabelul7.17. Compoziția chimică în procente a unor aliaje nenobile utilizate pentru confecționarea protezelor dentare

Aliajul	Co	Cr	Mo	Ni	Fe	Mn	Si	C	A1	B	Be	Ga
Crutanium	69,8	12,3	1,0	8,8				0,1				
Dentallium	62,4	32,4	52,0									-
Ducinium	62,0	31,0	5,0									
Elite	0,35	21,5	8,7	64,4	0,21	0,42	0.8					
Euroceram		23,1	0,01	72,5	1,1 ,	0,97	2,4		0,15			
Gemmi		11,9	1,87	80,8	0,2	0,14	0,18		2,95		1,55	
Gisadent KCM	66,8	26,8	4.8		0,2	0,5	0,5	0,3				
Gisadent KCM83	62,0	28,0	5,0		0,8	0,8	0,2	0,2				
Gisadent NCA		16,7	5,6	69,6	0,1	2,8	0,78	0,01	4,2			
Kodent	79,0	19,0			0,5	<4	<4					
Kodent E	62,0	30,0	2,5		0,2	<0,4	0,4					
Kodent L	58,0	35,0	2,5		0,4	0,4	0,38					2,5'
KXC	64,0	24,0	5,0	65,0	1,8							
Levochrom	65,0	27,0	6,0			0,5	0,5	0,3				
Linn-Vac	62,6	26,8	8,1	0,2	0,77	0,49	0,65	0,42				
Microbond NP2		13,0	7,0	66,6	5,0	0,1	0,75					7,5
Nitralium N2		24,0	10,0	resturi	1,0	<!	2,0					
Nitralium N7	resturi	28,0	6,0	<1	1	<!	<!					
Nidemet		22,5		76,5		0,5		0,5				-0,3
Nidemet E		-40	2,5	54,5		0,5	0,5	0,05				2,5
Nidemet K		30,0		69,0		0,5	0,5	0,05				0,3
Nidemet L		-40	3,5	56,0		0,5	0,5	0,45				-1
Remanit	65,0	30,0	4,5		1,0	0,3	0,5	0,6				
Rexilium	0,29	13,5	5,3	75,4	0,04		0,1		2,4		1,7	
Super Alloy	40,0	30,0		30,0								
Ticonium	29,0	37,0	4,5	37,0								
Ultratec	0,5	11,4	1,99	80,5	2,0		0,5		2,22		1,6	
Virilium	67,0	24,0	5,0	1,0								
Wirobond	61,9	29,0	5,1	0,15	0,89	0,51	1,0					
Wirocron	0,06	24,1		65,0	9,3		11,5			0,02		
Wirolloy	0,09	23,9		64,5	8,95	0,98	1,5			0,02		
Wiron		16,5	4,9	68		3,8			3,5			
Wiron 77	0,5	20,7	5,5	64,2	5,45	0,03	3,44	0,04	0,03	2,0		
Wiron 88	0.5	20.2	10.1	66.9	0.1	0.05	1.91	0.01				
Wiron S	0,42	16,5	5,1	69,0	0,37	3,05	0,83		4,5			
Wironit	64,0	28,0	5,0		0,5	0,3	0,7	0,4	0,3			
Wironium	62,0	27,0	5,2		2,1	2,7	0,8	0,13				

Alegerea unui aliaj dentar trebuie sâ se facă şi conform unui punct de topire scăzut - care asigurâ o prelucrare uşoară, precum şi unui interval de topire îngust - care asigurâ o stmcturâ omogcnâ aliajului în cursul etapei de solidificare.

în cele ce urmeazâ, amintim câteva dintre cele mai importante proprietăți pe care trebuie sâ le îndeplinească **aliajele destinate metalo-ceramicii:**

- Interval de topire ridicat

- acesta trebuie sâ fie mai ridicat cu minimum 170-280 °C decât temperatura de ardere a maselor ceramice;

- masele ceramice care se ard pe aliaj fac parte deobicei din categoria celor cu interval de sinterizare scâzut (850-1100 °C);

- pentru a asigura prelucrabilitatea uşoarâ, intervalul de topire al aliajelor este indicat să **se** situeze sub 1 300 °C;

- masele ceramice cu punct ridicat de sinterizare (1400 °C) denumite şi **mase ceramice dure** îmbunătățesc decisiv proprietățile mecanice şi chimice ale placajului, însă ele pretind utilizarea unor aliaje cu interval de topire situat între 1550-1600 °C şi a unei tehnologii sofisticate care reclamâ un preț de cost ridicat al aparaturii aferente (cap. 7.2.4.12.3.).

- Rezistența la temperaturi înalte

- sâ nu se deformeze la temperaturile de ardere a maselor ceramice (aproximativ 980°C).

- Coeficientul de dilatare termică sâ fie aproximativ egal cu cel al maselor ceramice.

- Ar fi ideal ca şi coeficientul lor de dilatare termicâ sâ fie mai mare decât al maselor ceramice, în intervalul de transformâri al acestora, pentm a împiedica apariția forțelor de forfecare sau tangențiale de la interfața din cursul fazelor de râcire.

- Variații volumetrice bine determinate.

- Pentru a putea fi compensată de masele de ambalat dilatarea termică, respectiv contracția la râcire, trebuie sâ fie de 1,6%. Dacă această valoare nu reprezintă exact 1,6%, pot surveni inexactități care se traduc prin greutâți la adaptare pe bont şi tensiuni inteme ce pot genera fisuri sau desprinderi ale placajului ceramic.

- Posiblitâți de călire

- aliajele obişnuite îşi pierd din duritate după aducerea în faza de incandescențâ. In cazul aliajelor care pot fi călite, incandenscența urmată de o răcire bmscâ duce la creşterea rezistenței lor mecanice;

- după fiecare ardere a maselor ceramice aliajele se durificâ, astfel încât dupâ ultima ardere se obține o valoare a durității mai mare 220 kg/mm

- Prag ridicat de deformare plastică

- rezistența la tracțiune trebuie să se situeze după călire la valoarea de 620 N/mm . Această valoare trebuie atinsâ pentm ca scheletul metalic sâ nu sufere deformâri plastice în timpul masticației, ceea ce ar avea drept consecințâ fisurarea sau desprinderea placajului ceramic.

- Modul de elasticitate crescut

- modulul de elasticitate al aliajului trebuie să fie apropiat de cel al maselor ceramice, din motivele expuse în ideea precedentă, aşadar:

- Rezistența la coroziune

- aliajele nobile cu conținut ridicat de Au-Pt sunt cele mai rezistente la factorii agresivi dm mediul bucal, dar sunt mai puțin dure decât restul aliajelor;

• aliajele nenobile pe bază de Ni-Cr-Co-Mo (de exemplu Wiron 77, 88, 99), au o duritate foarte mare, sunt ieftine şi rezistente la coroziune;

• aliajele care conțin beriliu sunt mai putin indicate din cauza toxicității ridicate a acestui element

• **granulația fînă** a COmponentelor aliajelor permite obțmerea unui amestec omogen al acestora, adaosurilor şi chiar a impurităților (Fe, Sn, In, Ni, Ir, etc.), precum şi o stabilitate şi duritate mare.

• **Adeziune optimă la masele ceramice**

• legătura aliaj-ceramică trebuie să reziste la forte de forfecare de cel puțin 28 N/mm, ceea ce se realizează prin unul din cele trei mecanisme cunoscute.

în tabelul Nr. 7.18. Lindigkeit (102) a sistematizat condițiile impuse unui aliaj destinat **CMMC** atât dm punctul de vedere al medicului şi tehnicianului, cât şi al pacientului.

Ideea placăni unei suprafețe metalice cu mase ceramice s-a materializat prin trei procedee:

• **îmbinarea mecanică a uneî fațete Steel, Hollenback** sau a unui **dinte tubular** cu un schelet metalic, care se perfectează printr-un ciment dentar;

• **kgarea ceramicii de aliaj prin arderea dîrectă** a acestuia pe scheletul metalic;

• **colajul unei fațete ceramice prin diferite procedee** şi cu diverşi polimeri adezivi.

Tabelul7.18.

Condiții impuse aliajelor destinate CMMC

Proprietăți	Cerinte		
	Medic	Tehnician	Pacient
1. Capacitate optimâ de curgere JTluiditate la topire) -		X	
2. Fidelitate mare	X	X	X
3. Retenție aliaj-ceramică bună	X	X	X
4-Fidelitate cromatică	X.	x	X
5. Rezistență la coroziune		x	
6. Densitate mică (greutate redusă)			x
7-Conductibilitate termică scăzută	x		x
8. Pret de cost scăzut	x	x	x
9. Rezistentă mare	x	x	x
10. Re2istentă la coroziune	x		x
11. Biocompatibilitate	x		x
12. Rezistentă la uzură	x		x
13. Prelucrabilitate ^soară		x	

De-a lungul anilor, pentru descrierea mecanismelor de legare a maselor ceramice prin arderea directă pe scheletul metalic al unei **CM** au fost enunțate mai multe **ipoteze** care au influențat, fiecare la vremea ei, tehnologiile metalo-ceramice: **legarea mecanică (mechanical attachment), legătura fizică prin adeziune şi legătura chimică.**

Evaluarea legăturii metalo-ceramice

Integritatea zonei de interfață m tehnologia metalo-ceramică reprezintă una din cheile succesului restaurărilor protetice fixe.

Fracturarea şi desprinderea componentei ceramice de pe scheletul metalic poate fî determinată de lipsa aderenței între ceramică şi aliaj, incompatibilitatea dintre coeficienții de dilatare termică, erori de configurare a scheletului metalic, respectiv a componentei fizionomice, erori apârute m cursul etapelor tehnologice de confecționare a unei proteze fixe, disfuncții

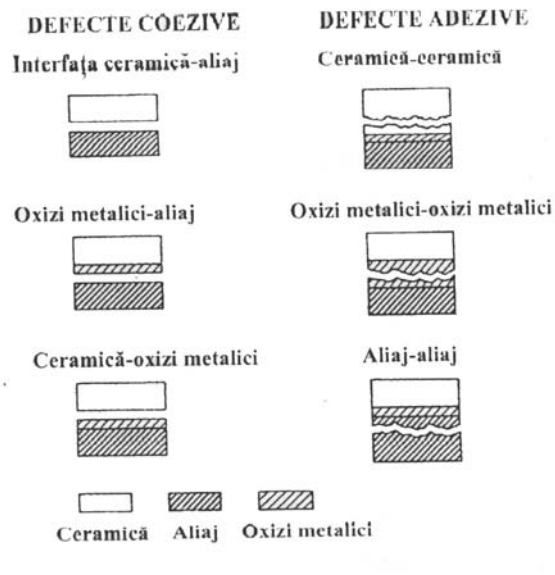


Fig. 7.121. Clasificarea fracturilor posibile la nivelul interfeței metalo-ceramice (dupâO'Brien WJ., din U.S. Gouvernment Printing Office) adoptatâ și de ANSl/ADA în specifIcația no.38 pentru sistemele metalo-ceramice.

ocluzale şi/sau) tfcmporo-mandibulare neechilibrate sau greşit echilibrate sau combinarea acestor factori.

McLean, Saunders şi O'Brien susțin câ descrierea caractensticilor defectelor de la nivelul interfeței este mai importantă pentru evaluarea legâturii metalo-ceramice decât calcularea efectivă a forței care provoacă aceste defecte. In acest sens, O'Brien a clasificat tipurile de fractun care pot apare la nivelul interfeței metalo-ceramice (fig. 7.121.)

• fracturi între scheletul metalic şi ceramică;

• fractun între stratul de oxizi metahci şi ceramică;

• fracturi coezive în grosimea masei ceramice'

• fracturi între aliaj şi stratul de oxizi metalici;

• fracturi m grosimea stratului de oxizi metalici.

• fracturi m grosimea aliajului.

Având m vedere că sunt dificil de realizat „in vitro" condiții identice cu cele din cavitatea bucală, testele mecanice de apreciere a rezistenței legâturii metalo-ceramice sunt orientative, **fiind preferate metodele nedistructive de evaluare a interfeței.**

Una dintre cele mai modeme metode nedistructive de testare este reprezentată de **microscopia prin scanare acusticâ** (SAM), care ne oferâ informații cu privire la prezenta oricăror defecte la nivelul materialului cercetat, m general, permițând localizarea şi măsurarea acestora.

7.2.6.2. MASELE CERAMICE

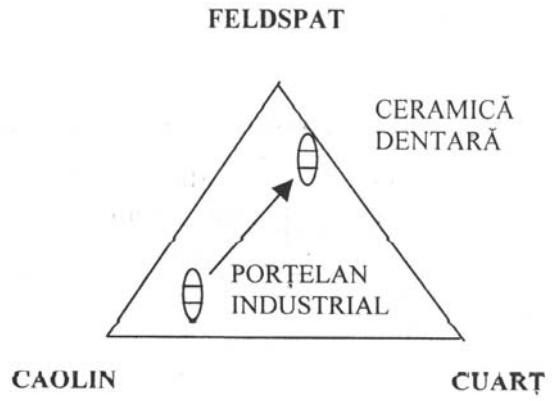
In literatura de specialitate nu este stabilită o terminologie unică, fiind deopotrivâ folosiți termenii de **ceramică dentară** şi **porțelan dentar.** Dupâ Schiiler şi Hennicke ceramica se defineşte printr-un complex de materiale care includ argile, sticle şi lianți organici. **Ferrari J.L. a definit ceramica drept un material pe bazâ de oxizi, modelarea sa necesitând un tratament termic la temperaturi înalte şi a cărui microstructură prezintă două faze (sticlă şi cristal).** Acelaşi autor atribuie legăturilor chimice ionice, biocompatibilitatea şi efectul estetic al materialelor ceramice. Portelanul industrial este un material cu o compoziție asemănătoare ceramicii, în care faza sticloasă include faza cristalinâ (fig. 7.122).

La ora actuală se consideră ceramică toate materialele anorganice, nemetalice, obținute la temperaturî înalte cu punct de plecare de la o pulbere, a căror consolidare se face prin sinterizare, cristalizare sau priza unui liant.

Unii autori folosesc tcrmcnul dc **ceramică,** iar alţii pe cel de **porţelan dentar.** Autorii de limbă engleză, utilizează deopotrivă termenii **dental porcelain**[1] şi **dental ceramic**[2]**.**

Termenul de **ceramică dentară** pare a corespunde mai mult compoziţiei şi proprietăţilor maselor ceramice utilizate m stomatologie.

Dezvoltarea maselor ceramice constituie la ora actuală unul dm capitolele cele«mai interesante şi mai dmamice din studiul materialelor dentare. Deoarece FELDSPAT biocompatibilitatea şi estetica maselor ceramice nu sunt puse la îndoială, singuml punct slab al acestora îl constituie rezistenţa mecanică redusă. De aceea ceramica se utilizează încă cu precădcrc pentru placarea scheletelor metalice, care asigură rezistenţa mecanică necesară. Biocompatibilitatea îndoielnică a aliajelor dentare şimamfestarea unm interes crescand pentru restaurările protetice fixe nemetalice au determinat m ultima perioadă impunerea m practica stomatologică curentă a sistemelor integral ceramice. Deocamdată acestea se aplică doar pentru proteze unidentare sau pentru proteze parţiale fixe de micâ amplitudine. In situaţiile când nu se poate apela la **SIC** avem la dispoziţie **sistemul Golden Gate** cu o biocompatibilitate excelentă. în plus firma DUCERA Dental GmbH pune la dispoziţie o masă ceramică hidrotermală - DUCERAGOLD- special concepută pentru aliajul DEGUNORM (DEGUSSA, AG) cu interval scăzut de sinterizare. In cavitatea bucală, m funcţie de intensitatea procesului de hidroliză şi de factoml timp, pe suprafaţa masei ceramice hidrotermale se formează iniţial rapid, apoi mai încet im strat de hidroxid de siliciu, care atinge în final o grosime de 3*μm.* Alături de Sistemul Golden Gate putem opta şi pentru alte două mase ceramice cu interval scâzut de sinterizare oferite alături de aliaje „UNIVERSALE" corespunzâtoare: OMEGA (VITA)-ceramică cu HERADOR (HERAEUS) aliaj, m cadrul **Sistemului „AURA"** şi ceramica „VINCENT" din Olanda m combinaţie cu aliajul „UNIVERSAL" CARRARA (ELEPHANT).



1 dental porcelain- porţelan dentar
2 dental ceramic – ceramică dentară
Fig.7.122. Proporţia principalelor componente care alcătuiesc portelanurile industriale şi masele ceramice dentare.

7.2.6.2.1. STRUCTURĂ ŞI REZISTENŢĂ

Masele ceramice dentare au o structură heterogenă compusâ dintr-o:

Fază amorfă (sticlă transparentă) de exemplu KiO x A^Os x 6 Si02 - Ortoclas sau Nâ20 x

A1203 x 6 Si02 - Albit

Fază cristalină (opacă) de exemplu: K^O x A^Os x 4 Si02- Leucit

Cristalele dispersate în faza amorfâ au un rol dublu:

Modificarea transparenţei prin reflecţie, refracţie şi absorbţie, care să-i asigure ceramicii un aspect cât mai apropiat de cel al smalţului;

• Creşterea rezistenței la arderile din cuptor, respectiv a rezistenței la solicitările mecanice din cavitatea bucală.

Cu toate Că ceramica destinată pentru placarea unor schelete metalice prezintă o sene de asemânân cu celelalte mase ceramice utilizate m stomatologie, din punct de vedere al compoziției există şi o serie de diferențe (tabelul 7.19).

Tabel-7.19,

Compoziția maselor ceramice pentm dentină care sinterizează la temperaturi înalte, medii şijoase (în % de greutate) comparativ cu cea destmată metalo-ceramicii

Mase ceramice care sinterizeazâ la temperaturi				Mase ceramice care se ard pe aliaje
	înalte 1200 - 1400°C	Medii 1100-1300°C	Joase 850-1100°C	
Si02	72,9	63,1	66,5	59,2
Al^Os	15,9	19,8	13,5	18,5
NazO	1,68	2,0	4,2	4,8
K^O	9.8	7,9	7,1	11,8
B203	---	6,8	6,6	4,6
ZnO	—	0,25	—	0,58
ZrOa	---	_	---	0,39

Masele ceramice pentru placare se prezintă m **sistem bicomponent** pulbere/lichid. Pulberea este ambalată m flacoane de sticlâ care poartă pe ele o serie de însemne specifice destinației lor (opaquer, dentină, smalț, colet etc.) precum şi un număr care indică culoarea sau nuanța.

Lichidul compus din apâ distilată şi alte adaosuri care-i cresc vâscozitatea este ambalat în flacoane (din polietilenă sau alte mase plastice), prevăzute de obicei cu sisteme de picurare.

In compoziția pulberilor ceramice pentru placaj se disting componente principale şi adaosuri. Componentele principale ale pulberii (fritei) sunt reprezentate de **feldspat** (ortoclaz, albit, anortit), **cuarț** şi **caolin.**

Feldspatul (60-80% dm greutate) este dm punct de vedere cantitativ substanța de bazâ. oODintre cele trei componente, **ortoclazul** se găseşte în cantitatea cea mai mare şi contribuie la scâderea temperaturii de ardere a masei ceramice.

Având m vedere cerințele calitative mari ale maselor ceramice dentare, un rol important îl joacă gradul de puritate al materiilor prime, îndeosebi al feldspatului. Feldspatul se obține însă din minereu şi m funcție de mina din care provine prezintă mai mult sau mai puțin anumite impurități, de naturâ organică sau minerală, care pot duce la colorări nedorite ale masei ceramice respective sau la compromiterea proprietăților fîzico-chimice ale acesteia. Atunci când compoziția chimică şi minerală oscilează, pot apare tensiuni inteme care vor duce la apariția fisurilor şi/sau fracturilor în grosimea masei ceramice respective.

Pentru a elimina aceste dezavantaje, firma **MEGADENTA** a elaborat o masă ceramică nouă **(„Solution"),** care nu are m compoziția sa minereu de feldspat, ci **cristal de stâncă,** o varietate transparentă, incoloră de cuarț, caracterizat printr-o puritate înaltă;

• Cuarțul - Si02 (15-25%) reprezintă masa refractară la temperatura de ardere. Dilatarea sa termică compensează contracția caolinului la încălzire, asigurând rezistența masei la variațiile termice. Cuarțul contribuie la transluciditatea masei ceramice.

• **Caolinul** este un alummosilicat hidratat: *AW*^ • 2Si02 • 2H20, fnnd socotit componenta plastică a masei ceramice la care participâ în proporție de 2-3%. -l^wn

Examinând datele sumare referitoare la compoziție;, este şi mai evident că **termenul de porțelan este impropriu pentru domeniul abordat, ceramica dentară continând, în special, feldspat şi doar câteva procente de caolin:**

Componente	Cerarnlcă dentară (% masâ)	Porțelan (% masă)
Feldspat	60-80	25-30
Cuarț	15-25	20-25
Caolin	0-5	50-70

Componentele principale şi adaosurile sub formâ de pulberi sunt amestecate de producâtori m proporții bine stabilite (constituind secrete de fabricație) şi se topesc. Răcirea se face bmsc pnn turnare în recipiente cu apă rece, proces care duce la fisurâri şi fracturăn ale masei de
ceramică, Operațiunea este cunoscută sub numele de **fritare** Majoritatea producătorilor combină două frite: o frită sticloasă fuzibilă la temperaturijoase şi o frită înalt fuzibilă formată din cristale de leucit, care prezintâ o simetrie tetragonală (fig. 7.123.).

Frita (produsul fritării) se fragmentează şi apoi se macinâ, obținându—se una dintre componentele inițiale ale maselor ceramice:
pulberea.

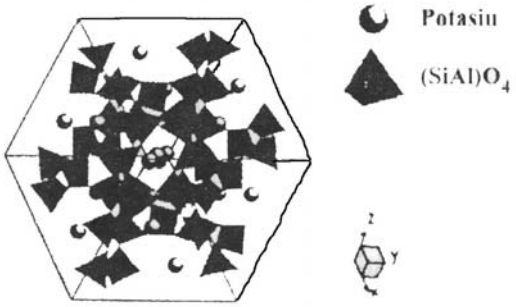


Fig. 7.123. Structura cristalinâ a leucitului (tetragonal)

Cristalele care se găsesc m matricea sticloasă pot să creascâ m următoarele condiții de laborator: timp prelungit de ardere (sau arderi succesive) la temperaturi joase şi răcire lentă. Dimpotrivă, la un regim termic opus, faza cristalinâ scade m favoarea matricei sticloase.

Ceramica de placare:

Pentru masele ceramice folosite m tehnicile metalo—ceramice, rezistența mecanică a placajelor are un rol secundar, deoarece se consideră că **rezistența fînală a restaurârii** este dată de **componenta metalică.** Bineînțeles această afirmație este valabilă doar m situația existenței unei legături optime între metal şi ceramicâ. In această situație trebuie respectate următoarele condiții:

- prelucrare corectă a scheletului metalic;

- punctul de ardere al masei ceramice să fie cel puțin cu 100°C inferior intervalului de topire al aliajului;

- coeficientul de dilatare termică (CDT) pentm cele două materiale-aliaj, respectiv **masa ceramică** să aibă **valori apropiate.** Aceasta se obține m urma combinării **fazei amorfe** (CDT faza amorfâ = 7-8um/m°K) cu **cristale de leucit** (CDT ieucit = 25-27p,m/mK) până la obținerea unei valori apropiate de coeficientul de dilatare termică al aliajelor folosite m tehnica metalo-ceramică (CDT = 14-15|Lim/m°K) (vezi tabelul 7.20.). Astfel prin înglobarea a 20-30% cristale de leucit în sticla feldspatică se obține un **CDT** pentru masele ceramice destinate placării aliajelor clasice de 12um/m°K. Prin înglobarea unui

procent optim de leucit în masele ceramice pentm placarea titanului (mai puțin decât în cadml maselor ceramice folosite la placarea aliajelor clasice) se atinge un **CDT** de 8 um/m°K. In cazul maselor ceramice de placare a aliajelor nobile cu continut scâzut de aur (de exemplu, ceramica Duceragold sau Omega 800) este necesar un conținut mai mare de leucit decât în cazul maselor ceramice utilizate la placarea aliajelor nenobile, m vederea obținerii unui **CDT** de 16|Lim/m°IC.

Legâturile covalente dintre atomi sunt de multe ori mai putemice decât cele metalice, însă odată deschise în urma suprasolicitărilor pot fi refacute doar sub influența unor temperaturi foarte **înalte.**

Ceramica este un material predispus la fisurare. în materialele ceramice arse ar exista chiar **ab initio** microfisuri, fapt remarcat de Grifîth încă de la începutul secolului XX (fîg. 7.124 şi 7.125).

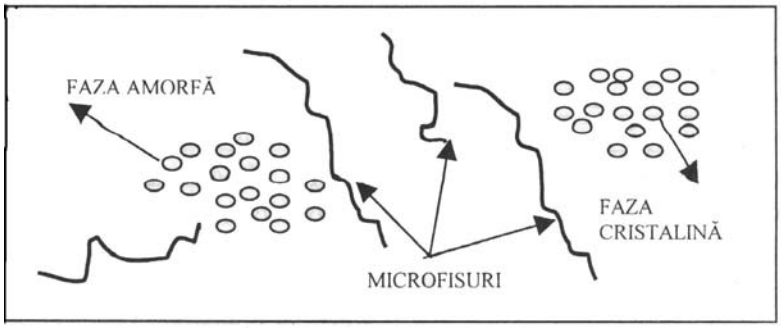


Fig.7.124. Structură heterogenă a maselor ceramice: t'ază amorfâ; fază cristalinâ (distribuție sub formâ de ciorchine); microfisuri.

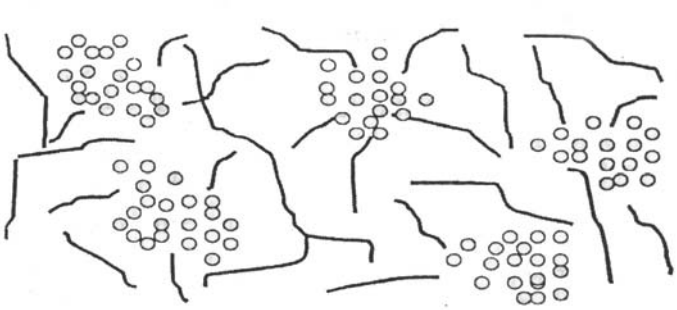


Fig.7.125. Inmulțirea microfisurilor, unirea şi propagarea lor până la nivelul cristalelor; prezentarea schematicâ după aplicarea a 10 000 de cicluri termice (modificarea temperaturii între 5°C şi 55°C)

0 fisură apărută în cavitatea bucală, pe suprafața sau în grosimea masei ceramice, nu va avea nici o şansă de refacere la temperatura cavității bucale, spre deosebire de un aliaj, care, în urma unei deformări plastice, suferă mperi şi desfaceri ale structurilor atomice la temperatura mediului ambiant. La o solicitare supraliminară fisurile deja existente m faza amorfa (fig. 7.133.) se propagă până când întâlnesc un cristal (de leucit sau mulit). Dacă solicitarea nu este prea mare şi legătura dintre cele două faze este suficient de putemică fisura se opreşte la acestnivel.

Pentru limitarea propagării fisurilor o importanță deosebită o are şi mărimea şi densitatea cristalelor: cu cât acestea sunt mai dese şi mai mari, fisura va întâlni m momentul propagării mai multe obstacole până îşi va pierde complet din putere şi se opreşte la nivelul unui cristal (7.134.). 0 concentrație prea mare de cristale are însâ efecte negative asupra aspectului estetic al maselor ceramice.

Rezistența maselor ceramice trebuie abordată din puncte diferite de vedere în functie de utilizarea lor: pentm **placare** sau pentm **sisteme integral ceramice.**

în cazul coroanelor şi intermediarilor metaloceramici rezistența mecanică are o importanță subordonată sincronizării **CDT** a aliajului şi ceramicii. In acest caz rezistența mecanică se obține printr-o bimă susţmere a masei ceramice (pnncipiul lui Shore) respectiv în urma unei legături metalo-ceramice de calitate. Aşadar cel mai important lucru este obținerea unui **CDT optim,** printr-o corectă amestecare a celor două componente: sticla (CDT - 7 - 8 um/m°IC) şi **leucitul** (CDT- 25 - 27 Hm/n-^K). Dacâ se atinge un procent de 20 - 30 % cristale se obține un **CDT** al masei ceramice de circa **12** |Lim/m°K, foarte apropiat de cel al aliajelor uzuale în tehnologia metalo - ceramică (tabelul 7.20.).

Tabel 7.20. Diferite coeficiente de dilatare termică specifică unor mase ceramice şi a componentelor lor.

Masa ceramicâ	***C.D.T.x10$_{-6}$ / K***
A1203	7.60
Sticlă feldspatică	7.7
Leucit	27.0
Vitadur N nucleu (sticlă feldspatică)	7.43
Hi Ceram nucleu (sticla feldspatică)	7.64
In Ceram nucleu (sticlâ feldspatică)	7.67
Vitadur N dentinâ (sticlă feldspatică)	7.27
metalo - ceramieă convenţională	11.2-13.8
ceramica pentru titan	8.0
Duceram MK (+LFC)	13.4
Duceram VK	13.4
Goldengate (ceramică sticloasă hidrotermală)	16.0
Omega 800	16.0
Empress	17.0
Optec	19.0
Dicor (cristale cu F)	8.02

Pentru **placarea titanului** se utilizează mase ceramice care nu conțin deloc sau conțin foarte puțin leucit asigurând un **CDT de circa 8 ^m/m°K.** Dimpotrivă, pentru masele ceramice cu temperatură joasă de sinterizare (de ex.: Duceragold - Duceram sau Omega 800 - VITA) utilizate pentru **placarea aliajelor galbene pe bazâ de paladiu** şi a celor cu **conținut redus de aur/platină,** a fost necesară augmentarea conținutului de cristale pentru obținerea unui **CDT de circa 16 ^m/m°K.**

Creşterea componentei cristaline determinâ, pe lângă creşterea **CDT** şi o îmbunătățire a proprietăților mecanice ale maselor ceramice, lucm important pentru **SIC.**

Rezistența mecanică a unei mase ceramice creşte în situația când:

• Cristalele incorporate sunt cât se poate de mici;

• Concentrația cristalină este mare;

• Distribuția cristalină este omogenă;

• Legătura cristal-fază amorfa este putemică.

Aceste deziderate pot fi obținute în urma unor tratamente termice inteligent conduse. 0 densitate mare a cristalelor conferă masei ceramice (în urma fenomenelor de dispersie şi absorbție a luminii) un aspect inestetic, alb-opac.

Ceramica dentarâ rămâne şi m continuare **cel mai bun material de placare în protetica fixă.** Particularitățile maselor ceramice modeme utilizate în cadrul **SIC** se regăsesc m **cap.21.**

7.2.6.3. POLIMERII

în trecut polimerii tradiționali (RA) erau folosiți pentm realizarea coroanelor de înveliş din zona frontală, cât şi în scop de placare a coroanelor şi a protezelor parțiale fixe mixte. Dezavantajele majore ale polimerilor observate de-a lungul timpului (rezistență slabă la uzură. deficiențe cromatice etc.) au facut ca ei să fie înlocuiți cu **RDC** şi masele ceramice.

în cadrul protezârilor fixe, polimerii sunt utilizați, **la ora actuală,** exclusiv pentru confecționarea **coroanelor şi protezelor parțiale fixe provizorii** (vezi cap. 13).

Din punct de vedere clinic, la ora actuală cele mai indicate materiale chiar şi pentru lucrări provizorii par a fi **RDC,** care ne sunt cunoscute într-o compoziție similară cu materialele pentm obturații fizionomice şi metacrilatele cu masâ moleculară superioară. Compozitele prezintă avantaje evidente datorită posibilității individualizării cromatice şi reparării defectelor cu ajutoml **RDC** fotopolimerizabile. Pe de altă parte, dacă nu se prelucrează corect suprafața lor, sau nu se aplică un strat fîn de **RDC** fotopolimerizabile, există pericolul depunerii de placă dentară şi colorarea restaurării m cavitatea bucală. în cazul metacrilatelor, unele produse prezintâ o polimerizare defectuoasâ la nivelul unor margini subțiri. Acest lucru este dezavantajos atât m timpul prelucrărilor, cât şi după inserarea protezelor m cavitatea bucală.

7.2.6.4. RĂŞINILE DIACRILICE COMPOZITE

Istoria acestor răşini începe în 1936, când dr.Castang, angajatul firmei DeTrey, a sintetizat o răşmă epoxidică din care intenționa să confecționeze dinți artificiali. Nerealizându-şi obiectivul, m 1940, firma DeTrey vinde patentul firmei CIBA, care spre surprinderea generalâ comercializează la scurt timp primul adeziv modem (o răşină epoxi) denumit ARALDIT, utilizat imediat la etanşarea unor compartimente ale rachetelor „V". Mai târziu, Castang se sinucide.

Am amintit acest episod fiindcă răşinile epoxidice au constituit, ca idee de preparare, punctul de plecare pentru obținerea celor mai importanți polimeri utilizați în stomatologia secolului nostru.

După eşecul dr-ului Castang, prima reuşită în domeniu este cea a lui Bowen, care, între 1957-1962, lucrând m cadrul lui **National Bureau of Standards** din SUA, pune la punct un monomer pe baza căruia s-au sintetizat ulterior multe **RDC.**

Răşina lui Bowen este produsul de reacție dintre bisfenol-acetonă şi un compus cu o grupare epoxi, glicidilmetacrilat (GMA).

Despre **RDC** în general s-a scris foarte mult în ultimele decenii, chiar şi m literatura de specialitate din țara noastră. Mult mai puține date au fost publicate despre utilizarea lor m laboratorul de tehnică dentară, mai ales pentru elaborarea componentelor fizionomice ale coroanelor şi corpurilor de punte mixte metalo-polimerice (140).

RDC se bucură de un succes crescând m acest domeniu de aplicare intrând m competiție directâ cu tehnica metalo-ceramică, considerată m prezent soluția optimă.

De ce răşini diacrilice compozite cu această destinație ?

Deoarece:

- Prezintă o **polimerizare reticulată.**

Sunt alcătmte dintr-o **fază organică** (continuă sau matrice) şi alta **anorganicâ** (discontinuâ sau umpluturâ); care poate depâşi 70 % (procente de masâ) ceea ce le imprimâ proprietâți mecanice superioare **RA.**

• Faza organică este formată din **monomeri** şi **copolimeri.**

• în lanțul polimcrului sunt incluse gmpări aromatice (nu numai alifatice) care augumentează duritatea şi rezistența lor chimică.

• Reacția de polimerizare a **RDC** se poate iniția nu numai chimic, ci şi „foto", desfaşurându-se în funcție de produs şi la căldură, sub presiune sau în condiții de vacuum. Fotopolimerizarea le-a permis accesul în laboratoarele de tehnică dentară, deoarece a crescut timpul de manipulare, permițând astfel tehnicienilor un timp util de modelare.

• Structura chimică complexâ determină urmâtoarele caracteristici:

- **legarea chimică a RDC** la straturile intermediare depuse pe suprafețele metalice, ceea ce împiedică percolarea fluidelor din cavitatea bucală şi alterârile cottsecutive;
- - legarea chimicâ diminuează efectele fortelor tangențiale, de forfecare de'tâ nivelul interfețelor;

- rezistență la abrazie, cu precădere la **RDC** hibride;
- rezistență la factorii agresivi din mediul bucal;
- coeficient scâzut de contracție la polimerizare;
- **duritate mare;**
- modul de elasticitate mare;
- **absorbție scăzută de apă** (în general toate **RDC** conțm b gmpare terminală hidrofobă);
- **rezistență electrică crescută;**
- comparativ cu masele ceramice **nu produc fațete de abrazie pe antagoniştii naturali;**
- componentele fizionomice ale **CMMP** pot fi uşor reparate în cavitatea bucală **şi nu necesitâ aliaje speciale ca substrat.**

Faza organică reprezintă 15-30% (maxim 50%) din masa totală, fiind alcătuită din monomeri de bază (circa 21%), monomeri de diluție (circa 9%), sisteme de inițiere, acceleratori şi inhibitori de polimerizare, stabilizatori **UV,** coloranți, alți aditivi.

Monomerii de bază sunt compuşi diacrilici (mai exact, dimetacrilici), cu masă moleculară mare , contracție la polimerizare mică şi o bună capacitate de umectare. Majoritatea lor sunt dimetacrilați aromatici. Cel mai cunoscut este Bis-GMA sau răşina Bowen, după numele celui care a sintetizat-o.

Monomerii de diluție sunt compuşi monofimcționali (cu o singură grupâ polimerizabilâ) sau difuncționali (cu două grupe polimerizabile), cu masă moleculară micâ şi vîscozitate redusă, fiind incluşi m faza organică pentru a „dilua" monomerii de bază, care au o vâscozitate crescută.

Sistemele de inițiere asigură radicalii liberi necesari primei etape de polimerizare. In funcție de sistemul de inițiere există **patru categorii de RDC, cu inițiere: chimică, prin radiație UV, prin radiație vizibilă** şi **laser.**

RDC utilizate la ora actuală m laboratorul de tehnică dentară prezintă, de obicei, **sisteme de inițiere prin radiație vizibilă.** La unele produse finalizarea polimerizârii necesită un regim termic şi de presiune.

Pentm inițierea polimerizârii prin radiație vizibilă se folosesc o serie de dispozitive şi aparate care fumizează o radiație cu o lungime de undă de 450-490 nm, deci în domeniul luminii vizibile.

Sistemul de inițiere prin radiație vizibilă conține o **alfa-dicetonă** (de obicei camforchmonă) în proportie de aproximativ 0,2% şi un **agent de reducere** (metacrilat de N,N-dimetilaminoetil). Dicetona absoarbe radiația vizibilă, trece într-o stare excitatâ (triplet) şi se combină cu amina, formând un complex care ulterior se descompune m radicali liberi. Aceştia declanşează prima fază a polimerizării.

Faza anorganică reprezintă în general 50-80% **din greutatea unei RDC.** Cele mai frecvent utilizate umpluturi sunt: cuartul cristalin, silicea coloidalâ, alumino- şi borosilicații de litiu, bariu, zirconiu (sticle), particule sinterizate din fibre de sticlă. Aceste particule au forme şi mărimi diferite (0,04-30 pn). Este necesar ca **RDC** utilizate m laboratorul de tehnică dentară să fie cât mai fluide pentru a se putea depune m straturi subțiri (10-25 |J,m) pe suprafața metalică spre deosebire de cele utilizate în cabinet unde straturile pot avea o grosime de circa 60|Lim. De aceea, **mărimea ideală a particulelor anorganice pentru RDC destinate realizării placajelor sau a coroartfclor jackct trebuk să fk între 1 şi 5 *yim.***

Proprietâțile fizico-mecanice ale **RDC,** precum şi rezistența m timp la factorii agresivi din cavitatea bucala sunt asigurate doar dacă între faza organică şi cea anorgamcâ se stabileşte o legătură suficient de putemică şi stabilâ. Acest lucru se obține prin **silanizarea particulelor anorganicc.**

Ponderea **RDC** în confecționarea protezelor fixe a crescut spectaculos m ultimii 15 ani, m special m ceea ce priveşte protezele unidentare. Produse inițial doar pentru utilizarea în cabinet, astăzi **RDC** au o pondere ridicată şi în laboratoarele de tehnicâ dentară.

In cazul placării cu materiale compozite trebuie cunoscute câteva aspecte eare limitează indicațiile acestora.

Toate materialele compozite utilizate m laborator (la fel ca şi cele folosite m cabinet) indiferent de clasa lor **-RDC, CPM, OC, polisticle** - atrag putemic bacteriile, răspunzâtoare de formarea plăcii bacteriene. Din acest punct de vedere este total contraindicatâ plasarea subgingivală a marginilor coroanelor placate astfel (trebuie executatâ o coleretă metalică de protecție, iar materialul să nu vină în contact direct cu parodonțiul marginal).

0 altă problemă întâlnită la aceste materiale este rezistența mecanică mai redusă pentm a realiza din ele stopuri ocluzale, ceea ce face ca placarea suprafețelor ocluzale sâ se facă cu pmdență. **Cu toate că mulți producători indică utilizarea RDC şi pe suprafețele purtătoare de stopuri ocluzale, în literatura de specialitate nu există nici pe departe o opinie unanimă în acest sens.** în timp ce, de exemplu, Prof. Lutz (Zurich) indicâ placarea ocluzală cu compozit, cu excepția stopurilor (ceea ce înseamnă deja un compromis estetic), Prof. Hickel (Munchen) apreciază că uzura compozitelor este încâ inacceptabilă (conform unui studiu efectuat cu ajutoml unui simulator al masticației de tipul ACTA). Pentru o mai mare încredere m sistemele compozite de placare ar fî necesară o garanție totală din partea producătorilor, care să îndepărteze rezervele care mai există la ora actualâ în rândul tehnicienilor şi stomatologilor m ceea ce priveşte placarea ocluzală cu aceste materiale.

Prezentăm m tabelul 7.21. cei mai frecvent utilizați polimeri şi **RDC** m protezarea fixă.

tabelul 7.21 **Polimeri şi materiale compozite în protezarea fixă**

DENUMIRE COMERCIALĂ ANUL INTRODUCERII PE PIAȚÂ	Brilliant M.H. compozit de placare; restaurări provizorii de durată	Brilliant Dentin incrustații, fațete, placaje	Brilliant Enamel	Brilliant Incisal	Licupast 1992	K+B Pastă 1990
PRODUCÂTOR	Cortene Whatedent	Coltene Whaledent	Coltene Whaledent	Coltene Whaledent	Dentsply DeTrey	Dentsply DeTrey
POLIMERIZARE	autopolimerizare catalizator-pastâ de bazâ-1: l.malax. 30 s,timp de polim. La37şC 4-5 s	fotopolimerizare - sursă de halogen strat mm/timp: 1/30-50s 3/50-120s	fotopolimerizare - sursă de halogen strat mm/timp: 1/30 3/50-70s	fotopolimerizare - sursă de halogen strat mm/timp: 1/30s; 3/50		
MATERIAL	Bis. EGDMA	BisGMA, BisEMA, TEGDMA	BisGMA, BisEMA, TEGDMA	BisGMA, BisEMA, TEGDMA	diuretan-dimetacrilat	diuretan-dimetacrilat metacrilați alifatici
MONOMER REZIDUAL	nu dispunem de date	idem	idem	idem	fără	fără
UMPLUTURĂ	Ba-AI-B-silicat acid silicic înalt dispersat umplutură anorg. :75,5 %	Ba-AI-B-silicat acid silicic înalt dispersat umplutură anorg. :78%greutate	Ba-AI- B-silicat acid silicic înalt dispersat umplutură anorg. :77% greutate	Ba-AI- B-silicat acid silicic înalt dispersat umplutură anorg. :77% greutate	umpluturi organice şi anorganice	umpluturi organice şi anorganice
CULORl	A2,A3,5, *03*	A1-3,B2,B3.C 2, C 3, D 3. M5	A1-3,B2,B3.C 2, C 3, D 3. M5	translu-cid	18 BIO 16V-culori	18BIO culori
RAPORT PULBERE LICHID	pastă / pastă 1:1	pastă	pastă	pastă	pastă / pastă	pastă / pastă
CONSISTENȚĂ MANIPULARE	modelare directă sistem 2 paste	pastă fermă, modelare directă, injectare	pastă fermă, modelare directă, injectare	pastă fermă, modelare directă, injectare	păstos, poate fi modelat imediat	păstos, poate fi modelat imediat
PROCEDEE DE TESTARE/ NORMARE	nu dispunem de date	idem	idem	idem	DIN EN ISO 10477 Teste clinice şi toxicologic 1996	DIN EN ISO 10477 Teste clinice şi toxicologic 1996
DEPOZITARE	5-8'C 2ani	5-23-C • 3ani	5-23-C • 3ani	5-23-C	nu peşte 25şC ferit de lumină	nu peşte 25şC
PROTECȚIEU PRELUCRARE	conform instrucțiunilor	idem	idem	idem	aspirare, rnască	aspirare, rnască

tabelul 7.21 (continuare)

DENUMIRE COMERCIALĂ ANUL INTRODUCERII PE PIAȚĂ	K + B Pastâ 1990 Dentsply DeTrey	Visio- Gem 1987	Sinfony 1997	Thennoresin LCII 1988	Dentalon plus/ Palavit55 VS	Artglass 1995 ,	Dentacotof 1982	ConquestC/B 1993	Conquest Cristal 1995	SR Ivocron PE 1970
PRODUCÂTOR	Dentsply DeTrey	Espe	Espe	GC	Heraeus Kulzer	Heraeus Kulzer	Heraeus Kulzer	Jeneric Pentron	Jeneric Pentron	Ivoclar
POLIMERIZARE	Autopolime-rizare Lichid K și promotor Poli-merizare la rece termopoli-merizare: Lich. S 6 bar/ 95°C/15s Lich.N100°C/30s	fotopolimeriz are 15min ,vid	fotopolimeriz are 15min,vid	Fotopolimeriza re 60 s prepolimerizar e 5 min polim. finalâ	polimeri zare la rece	fotopolimeri zare în Dentacolo XS90s UniXSIBOs	fotopolimer izare în Dentacolor XS90s UniXS180s	Foto Temp vid	fotopoli merizare	auto Lich. K termo Lich. H baro Lich. D
MATERIAL	MMA/ PMMA	acrilat bifuncțional	Acrîat fârâ Bis-GMA	UDMA	PMMA	polisticlâ pehlru placare	compozit placare cu micpoumpl.	PCMA	PCMA	PMMA
MONOMER REZIDUAL	auto: -2-3% tenno: aprox. 1 %	Nu dispunem de date	idem	idem	idem	idem	Nu dispunem de date	Nu	Nu	Nu dispu-nemde date
UMPLUTURĂ	umpluturi organice	microumplut. aglomeratâ	sticlâ ultrafinâ	umplutură organicâ		Sticlâ 70 % umplutură anorganicâ	54 % umplut. anorganic	da	da	Nu dispunem de date
CULORI	18BIO culori	Vita.BioArt-Sist.	Vita Magic-System	IBVrta	6	l6Vita	18BÎ6 16Vita	16	16	19 culori dentinâ și colet
RAPORT PULBERE LICHID	1 pastâ	pastâ	pastă	pastă	2:1	pastă		1:1	1:1	timpdepol im.diferit tnlcț. de lichid
CONSISTENȚĂ MANIPULARE	lichid tixotrop	Flutd tixotrop	fluid tixotrop	cocâ	sub fcnnâ de paslă fluid	pastâ	pastă	pastâ	pastă	Nu dispunem de date
PROCEDEE DE TESTARE/ NORMARE	DIN EN IS010477 1996	ISO 1047	ISO 10477	da		IS01477CE	IS01477CE	da	da	Nu dispunem de date
DEPOZITARE	pulbere și lichid la rece	temperalura cameiei	le»iperatura camerei	temperalura camerei	25*C	25'C	25'C ;	20 °C	20 °C	12- 18° 361uni
PROTECȚIE U PRELUCRARE	aspirare, ochelari de protecfie, mănuși	aspirare la prelucrare	aspirare la prelucrare	conform instruc^unilor producâtorului	Xi.F	Xi	Xi	nu	nu	Conform tnstrucțiunilor

DENUMIRE COMERCIALĂ ANUL INTRODUCERII PE PIAȚĂ	SRChromasB 1992	SR Spektrasit 1992	Targis 1996	Composit R	Acetal Dental 1995	Solidex 1995	Zeta polimer Autopolimerizabil 1995	Zeta compozit terrno-pblimerizabil 1995
PRODUCÂTOR	Ivodar	Ivoclar	Ivodar	Megadenta	Shera	Shofu	Vita	Vita
POLIMERIZARE	termopotimen'zare 6bar/120° C/7min.	fotopolimerizare 5min.	fot&-termopolimenzare Polimerizare : 20 s Targis Quick polimerizare finală	fotopolimerizare UVA1,5-4min	termopolimenzare aprox.4bar/220°C aprox. 60 min.	fotopolimerizare spectru 420-480nm	Autopolimeriza-re 4bar/40°Capâ/ 10min. înaerlOmin.	termopolimerizare 6bar/100°C/ 15min apă şi aer comprimat
MATERIAL	UDMA	UDMA DMAalifatic	polimeri muttifunc)ionali	metacrilat	POM	co-polimeri polim. conventionali fotoini(iatori	polimetacrilat	UDMAşi derivati metacrilici
MONOMER REZIDUAL	idem	i<tem	idem	idem	fârâ	nu dispunem de tote	idem	fârâ
UMPLUTURĂ	miCToumplut.	microumpluL	75-85% microumplutură 30 nm-1 uin	**SiO2**	fârâ	78 % din care 58 % umplut. anorganicâ de tip ceramic		silicaţi, polimeri
CULORI	Culori confomr Chromascop	Cutofi confonn Chromascop	culoriconform Chromascop	Vita 0, D, S decâte16x	20 nuanţe, din care 14 nuanfe dentare	culori Vita nuanţe de efect transparent	15 VitaA1-D4 FârâBI	15 VitaA1-04 fârâBt
RAPORT PULBERE LICHID	conform prospect	idem	idem	idem	idem	idem	la 1 măsură pulbere 4 picâluri de lichid	conform prospectu-lui
CONSISTENŢĂ MANIPULARE	pastă	pastă	pastă	pastă	Injectare-turnare	compozit-pastâ opaquer-pastă paste de efect	ccnsistentâ 11 uidâ-plasticâ	pastă
PROCEDEE DE TESTARE/ NORMARE	ideir	idem	idem	idem	certifcatde-biocompadbNitate	testalJSO 10477	nudispunende date	conf. noriTei ISOTR7435 ISO 1&ÎS3
DEPOZITARE	12-28°C 36luri	12-28°C 36luri	12-28°C 36luri	24luni	nelimrtat		nelimrtat	2 '/2 ani sub 25°C
PROTECŢIEU PRELUCRARE	mascâ, aspirare, evitarea contactului cutanatcu materiak nepolimerizabile	mascâ, aspirare, evterea contactulu i cutanat cu materiale ncpolimerizabile	mascâ, aspirare	igienâ profesionalâ objşnuită	fârâ specificâri deosebite	fârâ	aspirare la prelucrare	as pnare la prefucrare

7.2.6.5. MASE CERAMICE VERSUS COMPOZITE CA MATERIALE DE PLACAJ

în ultimii 15 ani s-au fâcut progrese remarcabile pe tărâmul materialelor de placare a scheletelor metalice ale protezelor fixe. Primul pas important a fost înlâturarea **RA** cu polimerizare liniară care nu corespundeau din punct de vedere fizionomic şi mecanic. Al doilca pas important a fost apropierea propnetâților **RDC** de calitățile maselor ceramice.

Masele ceramice propuse pentm metalo-ccramică au fost însâ îmbunătățite permanent, obținându-se noi performanțe estetice. Totodată au fost ameliorate proprietâțile mecanice, m sensul reducerii durității până la o valoare apropiatâ de cea a smakului. Au apărut deja pe piață **mase ceramice hidrotermale,** cu interval de sinterizare coborât şi active în cavitatea bucală.

In consecință asistam la o apropiere a performanțelor materialelor compozite față de ceramicâ, însă nu poate fi vorba de o „detronare" a maselor ceramice, care stau de decenii m fruntea topului sistemelor de placare.

Recent introduse pe piața materialelor utilizate m stomatologie, **polisticlele** (sticlele polimerice), prm multiplele lor avantaje, cuceresc o poziție din ce în ce mai bună. Din această categorie face parte şi **Artglass—ul,** un material fotopolimerizabil bazat pe tehnologia Microglass, rezistență şi duritate crescută, care conferă noi standarde calitative atât pieselor protetice placate, cât şi restaurărilor integral estetice.

Scopul elaborării Artglass-ului a fost crearea unei noi clase de materiale dentare care să atingă performanțele ceramicii dentare, dar care să nu prezinte rigiditatea şi duritatea „nefiziologică" a acesteia.

Polisticla nu este atacată de salivă, este bine toleratâ de parodonțiul de înveliş, precum şi de țesuturile dentare. **Esențial este că, datorită conținutului de sticlă bariu-alumino-silicatică materialul nu reține placa bacteriană** Totodată, această sticlâ polimericâ este un material izolant termic pentru dentină şi pulpă, împiedicând transmiterea variațiilor termice din cavitatea bucală.

Valorile durității şi a flexibilității sunt mai apropiate de cele ale dintelui natural decât de ceramică, ceea ce indică Artglass-ul ca material preferat pentru reconstituirea stopurilor ocluzale.

Proprietățile acestui nou material de placare, la fel ca şi ale Belleglass-ului sunt deosebite - în special **elasticitatea sticlei polimerizate** - şi îi permite depăşirea limitelor impuse **RDC** de placare. Acest sistem este la ora actuală o altemativă pentru ceramica de placare.

Realitatea este evidențiată de Kerschbaum care a investigat longevitatea restaurărilor protetice mixte de-a lungul a 5 ani (1995-2000):

-restaurările metalo-ceramice şi-au păstrat funcționalitatea într-o proporție de 60 % după 15 ani.

-restaurările metalo-plastice ating un procent de reuşită de 20 % dupâ 3 ani, aşadar după 3 ani tot a cincea lucrare trebuie înlocuitâ.

-o variantă mai ieftină ar fi coroanele metalo-ceramice cu schelet obținut prin galvanizare.

In țara noastră situația este din păcate inversă celei din țările dezvoltate: majoritatea protezelor parțiale fixe sunt placate cu răşini acrilice şi compozite, foarte puține cu polisticle, **metalo-ceramica fiind încă un procedeu „de lux".**

Avantajele şi dezavantajele maselor ceramice respectiv a polisticlelor şi **RDC** se pot sistematiza astfel:

RDC	Polisticle	Ceramicâ
Avantaje		
-elasticitate relativă —uşor de manipulat -permit individualizări -instabilitate cromatica -uşor de reparat -tehnologie relativ ieftinâ	-duritate -manipulare facilâ -stabilitate cromatică -rezistentă la abrazie —nu favorizează retenţia plâcii bacteriene —concept simplu p?ntru individualizâri -indicaţii multiple	-reputaţie bună -estetică excelent& -stabilitate cromatică —rezistentâ la abrazie —nu retenţionează placa bacteriană -posibilitatea de a rââliza individualizari
Dezavamaie		
-imagine defavorabilâ -contraindicate pentru stopuri ocluzale -favorizează retenţia plăcii	—mai puţin estetice decât ceramica -mai casante decât RDC	-tehnologie relativ scumpă -prea dură -prea strălucitoare -greu de reparat -manipulare dificilă

In încheiere se poate afimia că pe locul întâi m cadrul materialelor estetice folosite m protezarea fixă se aflâ tot **ceramica,** urmată de **polisticle** şi **RDC,** răşinile acrilice fiind de domeniul istoriei, la ora actuală folosindu-se doar m restaurări provizorii.

7.3. Bibliografie

1. Albers H.F. - *Tooth coloured restaurations: a syllabus for selection placement (tndfmishing,* Ed. California, USA, 1980.

2. Andersson M, Razzog M - *Procera: A new way to achieve an all-ceramic cfown.*

3. Bakk J - Fogtehnika, Muszaki Konyvkiadâ, Budapest, 1979.

4. Bennet R . J., Bayley L.F,- *Bonding to Dicor laminate venners.* J.Dent.Rest., 1986, 65, p. 314.

5. Biederman J.D.- *Direct composite resin inlays.* J. Prosth.Dent. 1989, *62,* p. 245-252.

6. Bishop B.M.— *A heat and pressure cured composite inlay system: clmical evaluation.* Int Prosthodont.J., 1989, 3, p. 35^1.

7. Boralvi S. - *Leprocede In-Ceram, r6alites etperspectives.* Les cahiers de prothese, 1993, 82, **p, 19.**[1]

8. Bosch H, Baldauf G - *Die Keramikfensterkrone.* Quintessenz Zahntech. 11, p. 215-224, 1985.

9. Bowen R.L., Nemoto K. Rapson J.E.- *Adhesive bonding ofvarious materials to hard tissue: Force developing m composite material during hardemng.}.* Am.Dent.Assoc., 1983, 106, p. 475-477.

10. Bratu D, Leretter M, Romînu M, Negruţiu M - *Coroana Mixtâ.* Ed.I, Editura Helicon, 1992.

11. Bratu D, Leretter M, Romînu M, Negruţiu M, Fabricky M - *Coroana Mixtă.* Ed.II, Editura Helicon, 1998.

12. Bratu D, Mikulik L, Munteanu D - *Tehnici adezive în stomatologie.* Ed. Facla, Timişoara, 1982.

13. BratuD. şi *co\ab.-Materiale Dentare (yo\.* III), Ed. Helicon Timişoara, 1994.

14. Bratu D., Ciosescu D., Uram-Tuculescu S., Leretter M., Romînu M- *Curs de materiale dentare.* vol II. 1991.

15. Bratu D., Fabricky *M.-Sisteme integral ceramice* . Ed.Helicon, 1998

16. Bratu D., Leretter M., Românu M., Negruţiu M., Fabricky *M.-Coroana mixtâ,* Ed.Helicon Timişoara, 1998.

17. Bratu D., Leretter M., Uram-Ţuculescu S., - Megqfîlls: the next generation of dental restauration. *Second Congress ofthe Balkan Stomatological Society, Belgrade, april 2-5, 1997*

18. Bratu D., Uram-Ţuculescu S., Leretter M., Românu M.,-Aliaje pe bază de cupru în stomatologie. *Rev. Naţ. de stomatologie. vol I, Nr. 4-5, 1998.*

19. Canai R,, Hersec E - Âutoradiographic determination ofmarginaî leakage of a pressed glass ceramic inlay, *Journal ofOral Rehab, 24; 1997; p- 705-708.*

20. Candio S.J. -Ths dircct resin inlay: clinical pmtQCOl, *Oral Health 1990, 80, p.* ***9-15.***

21. Carpenter MA, Goodkind RJ - Effect ofvarying surface texture on bond strength of one semi-precious and non-precious ceramo-aîîoy. *J Prosthet Dent 42:86; 1976.*

22. Charles T. Smith, J. Schuman, Waletha Wasson -Biomechanical criteria for evaluatîng prefabricated post-and—core systems: A guidefor the restorative dentist, *Quintessence Tnt, 1998, 29, p.305—312.*

23. Chira I, Borzea D, Scurtu A, Crâciun F - Restaurâri ceramo-metalice din aliaj „Romtecos" şi produsul mecamc „Biodent". *Stomatologia (Bucureşti), XXVI, 1979, 3, p. 213-218.*

24. Christensen G-, Vogl S. — A two year cliniwl compasison ofsix inlay systems (Abs.2360). *J.Dent.Rest. 1991.*

25. Christensen GJ - The use ofporcelain fused-to-metal restorations in current dental practice. A survey. *J Prosthet Dent 56, p. 1-3; 1986.*

26. Ciucchi ***B.,*** *Bouillaguet S., Hâlz J.* - Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin rQStawations pîaced with direct andmdirect techniques, *QuintSSS^nce Int, 1990, 21, p. 663-669.*

27. CraigR.G-Restorative Dental Materials.ed.7, *1980. St Louis, CV Mosby Co*

28. Daniel Ziskind, Ami Schmldt. Zvia Hirschfeld — Forced eruption îechnique: Raiionale and clinical repoft, 3 *Prosthet Dent, 1998, Vol. 79, No. 3, p. 246-248,.*

29. Del Castillo E, Thompson VP — Electrolytically etched nonprecious alloys: Resin bond and laboratory variables. *J Dent Res 186, 1982, 61(Special Issue-A), p. 186-192.*

30. Derand T. — Stress anaîysis ofa cemented resin bonded porcelain inlays *Dent.Mat., 1991, 7, p. 21—44*

31. Donly K, Jensen M, - A clinical comparison ofresin composite inlay and onlay posterior restorations and cast gold restorations at 7 years; *Quintessence Int, vol.30, No3, 1999, p 163-168.*

32. Dorsch P. — Harmonie von Keramik und Legierung . Termisches Verhalten im Vergleich. *Dent Lab , 1986, 34,*

33. Douglas W.H., Fields R.P. — Polimerisation shrinkage ofposterior composite resins and its possible influence onpostoperativesensibility. *Joumal ofDentistry, 17, 1991, p.103.*

34. Dunn B, Reisbick MH - Adherence ofceramic coatmgs on chromium-cobcdt structures. *J Dent Res 1976, 55, p.328-332; 1976.*

35. Dupuis V., Laviole 0.- Scellement des pieces prothetiques au ciment verre ionomere: imperatifs clinique. *Revue d'odonto-stomatologie, 1997, 26/1, p. 49-56.*

36. Duret F., Blouin J.L., Duret B- CAD-CAMîn dentistry. *J.Am.Dent.Assoc, 1988; 117, p. 715-720.*

37. Dusterhus Th. -Untersuchungen uber den zervikalen Randschlufi von Gufikronen an extrahierten, uberkronten Zâhnen. *Med. Diss. Munster, 1980.*

38. Eckfeld A., Transson B., Soderland B. - Wear resistance of some prosthodontic materials în vivo. *Acta Odontol. Scandinavica, 1993, 51, p. 99-102.*

39. Eichner K. -Abdruck oder Abformung von prâparierten Zâhnerfl *Dtsch. zahnârztl.* **Z.,** *1972, Z. 27, p. 589.*

40. Eichner K: Metallkeramik m der zahnârztlichen Prothetik. *C. Hanser Verlag, Munchen, 1979.*

41. Erdmann P. - Untersuchungen ilber den marginalen Randsclufi von Band- und Gufikronen an **extrdhierten** uberkronten Zâhnen. *Med. Diss. Munster, 1972.*

42. Exbrayat P., Couble M. L., Magloire H., Hartmann D. J. - Evaluation ofthe biocompatibibility ofa Ni-Cr-Mo dental alloy 'with human gingival explant culture m vitro: Morphological study, immunodetection of fibronectin. and collagen production. *Biomaterials, 1987, 8, p. 385-392.*

43. Eystein Ruyter I. - Types ofresin based inlays materials and their properties. *Int Dent J, 1992, 27, p. 58-63.*

44. Ferracane J.L. - Current trends m dental composites, *Rev. Oral. Med 1995, 6, p. 302-318.*

45. Freitag J.R. - Das Kompositinlay- eine Alternative zu bewahrten Fullungsmaterialien. *Dental Labor , 1991, 39,*

46. Garber A., Goldstein R. - Porcelain & composite mlays & onîays. Esthetic posterior restorations. *Quintessence Books, 1994.*

47. Gavelis JR, Lim SB, Guckes AD, Morency JD, Sozio RB - A comparison of the bond strength of two ceramomental systems. *J Prosthet Dent 48, p. 424-428, 1982.*

48. Geis-Gerstorfer J., Sauer K. H., Weber H. - In vitro-Korrosionsuntersuchungen **zum** Massenverlust von Nichteciellmetal-Legierungen.Dtsch.zahnarzt}Z., *1985, 40, p. 87-91.* "

49. Geis-Gerstorfer J., Sauer K. H., Weber H., PâBler K. - Untersuchungen zum Massenverlust von EM~, MEM-undPd-Basis- Legierungen. *Dental Labor, 1989, 37, p. 1605-1609.*

50. Gemalmaz D, Ozcan M, Yoruc B - Marginal adaptation of a sintered ceramic inaly stystem before and qfter cemenîatwn: *J Oral Rehab,24, 1997; p- 646-^51.*

51. Gettleman L.- SlQlUS report on low gold content alloysforfixedprostheses. *J Am Dent Assoc 19X0, 100, p. . 237.*

52. Goldstein GR, Barnard BR, Penugonda B - Prq/îlomeîer, SEM, and visual assessmsnt ofporcelain polishing methods. *J Prosthet Dent 65, p. 627-634; 1991.*

53. Grossmann D.G.- Cast glass ceramics. *Dental Clin.North.Am., 1985, 29, p. 725-739.*

54. Guzman A^ Moore K^ith B — Wear fBSlSÎWCe OffSUf luting agents as a funcfîon of marginiiî gap disîanoe, cement type and restorative material. *The Int J ofProsttl; VOllO, NO 5, 1997, p. 415—425.*

55. Hahn R. - Les ceramlwes ds hăUte perfarmance: un avenir sans adhesif. *Revue d'odonto-stomatologie, 1995. 24/4. p, 337-346.*

56. Hannîng M. ,Schmeisser R. - Esthetic posterior restorations utilizing the double inlay technique: A novel approach în esthelic dentistry. *Quintessence Int., 1997, 28/2, p. 79-82.*

57. Harter J CL — Etudes des Relations entre les Ceramo—Metallique et Dentine. *Act. Odonto; Stom., 84, p. 431—446;1968.*

58. Hassanreisoglu U., Sonmez H. - Microleakage ofdirect and îndîrect composite inlays. *Dent Mater.1989, 5, p. 388-391.*

59. Hemnann D. - Âllergien auf zahmn-stUche Werkstoffe. *Itt: Vo!3 R. und Mciners H. (Hrsg): Fortschritte und Zahnăr^Uchen Prothetik und Werkstoffkunde, Bd. 4, Hanser, MUnchen, 1989.*

60. Hildebrand H- F., Veron C., Martin P. - Nickel, Chromium, cobalt dental alloys and allergic reactlons'.An overwiew. *Biomaterials, 1989, 10, p. 545-548.* *f*

61. Hoag EP, Dwyer TG —A comparative evaluation ofthree post andcore techniques, , *J Prosthet Dent, 1982, 47, p.177-181.* .

62. Hobo S, Shillingburg H — Porcelainfusedto metalframework design m dental porcelain: the state ofthe art, *p 195, Los angeles, Califomia. H, Yamada Ed. U.S.C. School ofDentistry, 1977.*

63. Hohmann A, Hielscher W - Lehrbuch der Zahntechnik. *Band I, Quintessnz Verlag GmbH, 1989.*

64. HohmannA., H\e\scheTW.-Lehrbuch denZahntechnikBa.nd, *Quintess 1989.*

65. Hunter AJ et al. - Effects of post placement on an endodontically treated teeth, *J Prosthet Derit, 1989, 62, p.166.*

66. HupfaufL. - Festsitzender Zahnersatz, *3-Auflage, Urban- Schwartzenberg Mtmchen-Wien-Baltimore, 1993.*

67. Inokoshi S., Meerbeek.B., Willems G. - Marginal accuracy of CAD-CAM inlays made with the original and the updated software.] Dent., *1992, 29, p. 171-177.*

68. Inoue K, Teachi M. -A study on composite resin inlay. *J Dent Research, 1988, 67, p. 222-227.*

69. Jacobi R, Shillingburg HT, Duncanson MG - A comparison ofthe abrasiveness ofsix ceramic surfaces and ., gold. *J Prosthet Dent 66, p. 303-309; 1991.*

70. Jinoian V. - Inlays-Onlcsys-Facetten. Moglichkeiten m der Keramiktechnlk. Dental Labor 1987, 35, p. 838-

71. Jochen DG, Caputo AA, Matyas J - Effect ofmetal surface treatment on ceramic bond strength. *J Prosthet Dent 55:p.186-188;1986.*

72. Kaesche H. - Die Korrosion der Metalle. *Springer, Berlin 1979.*

73. Kaiser M - Die Anfertigung von Heratec-Kronen. *Quintessenz Zahntech., 5, p. 535-544, 1987.*

74. Kamposiora P, Papavasiliou G — Stress concentration în all—ceramic posterior fîxed partial dentures. *Quintessence Int, vol.27, No 10, 1996; p. 701-706.*

75. Kappert H. F. - Metallegierungen in der Zahnheilkunde. *Zahnărzt Mitt, 1992, 82, p. 46-54.*

76. Kappert H. F. - Untersuchung an Silberlegierungen- Gelbliche Einfărbung birgt nachteile m sich. *Dent Lab, 1987, 35, p. 485-494.*

77. Kappert H. F. — Verarbeitungsprobleme bei Palladium— und NEM-Legierungen.In: G. Siebert (Hsrg): Denatllegierungen m der zâhnartzlichen Prothetik. Technologie -Klimk-Biocompatibilitât. *Hanser Munchen, 1989, S 21-111. 78. Kappert H. F.* - Vergleich zwischen Palladium-Legierungen und NEM-Legierungen. *Phillip J., 1986, 3, p.142-148.*

79. Klaus G - Galvanotechnik - Elektroformung, **die** Alternative **zur** Gusstechnik. *Quintessenz Zahntechnik, 14, 10, p, 1109-1122,1988.*
80. Knibb PJ - Methods ofclinical evaluation ofdental restorative materials. *J Oral Rehab, 24; 1997, p. 109-123.*
81. Ko CC et al. - Effects ofposts on dentin stress distribution inpulpless teeth, *J Prosthet Dent, 1992, 68, p. 421.*
82. Korber K - Zahnârztliche Prothetik. *3, Neue neubearbeitete Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1985.*
83. Komer T - Untersuchungen zur Verbundfestigkeit zwisch&n V&rbl&ndkunstsîoffen und Metallen. *Inaug Diss UnivMarburg, 1979.*
84. Kovarik JR-E et al. - Fatigue life ofthree core materials under simulated chewing cwdiifow, *J Prosthet Dent, 1992,68,p.584.*
85. Krejci I., Guntert A., Lutz F. - Bond strenght ofresin inlay-onlay up to 12 month in siiu. *Quintessence Int. 1994,25,p.403-411.*
86. Krejci I., Lutz F, - Marginaî adaptotion andfit ofadhesive ceramic inlays. *J.Dent.1993, 12, p. 39-42.*
87. Kuwata M - Gingival margin design of abutments for ceramo-metal restauration. *Quintessence Dent. Technology n°9, p. 19-24, n°10, p. 27-38, 1979; n°l, p. 19-28, n°2. p. 25-32. n°3, p. 19-25, 1980.*
88. Kuwata M — Theory and practicefor cerama-metal re.staurations. *1980*
89. Kappert H. F. - Das spezielle Problem der PdCu- Legierungen. *Phillip J., 1993, 9, p. 411^13.*
90. Laitko H — DiSSlplingenese als Objekt vergîeîchender Untersuchung. Prămissen und Fragen *ZUITI SympOSlOn:„Zur Herausbildung wissenschaftlicher Disziplinen". Dez. In Rostock. Wiss. Hist. Mschr. H8, 7, 1982.*
***91.** Lambrecht P.* - Alternative a l'amalgam: les restoratinn par composites peuvent-elles resoudre le prvbleme? *Revued'odonto-stomatologie 1995, 24/4, p. 283-304.*
92. Lang N. P,, Gerber C., Hofst^ttcr H. - Der înterdentalraum- Prohlemsonef.d, rekonstruktîve Zahnhcilkunde 11.*Quintess. zahnarztl. Lit., 1981,32, p. 1271.*
93- Lang N. P., Kiel R. A., Anderhandeln K, - Climcal and microbiological effects ofsubgingival restorations –with overhanging or cUnically perfect margins *J. Clin. Periodontol. 1983, 10, p. 563.*
***94.** Lehmann K. ., Hellwig E.* - Einfuhrung m die restaurative Zahnheilkunde, *Urban-Schwartzenberg Munchen-Wien-Baltimore, 1993.*
95. Leibowitch R - Indications des couronnes ceramo-metallîque unitaires. *Actualites Odonto-stomat., p. 85* ***1969.***
***96.** Leibowitch R* - Preparation d'une mcisive cenîrale maxîlîaîre destinee a recevoir une courronne metalo-ceramique. *Cah. Prothese, 6, p. 35-49, 1976.*
97. Leibowitch R, Samama Y, Ollier J, Lagneaux F - Donnees actuelles sur les formes de contours des infrastructures ceramo-metalliques. *Les Cahiers de Prothâse nr. 36, p. 111-140, 1981.*
***98.** Leinfelder K.F.* - New devehpments în resin restorative systems, *JADA 128; p. 573-578, 1997.*
99. Leinfelder K.F., Price W.G. -Low gold alloys: a laboratory and climcian evaluation. *Quint.Dent.Technol 1981, 5,p.483.*
100.Levy H -Lafinition ceramique vestibulaire. *Proth6se Dentaire.nr. 31, 13-17, 1989.*
101.Liberman R., Ben Amar A. — Marginal seal of composite inlays using different polimerisation techniques. *J. Oral Rehabilit. 1997, 24, p. 26-29.*
102.Lindigkeit J. - Werkstoffkunde und Technologie. In: Siebert G. K. (Hsrg): Denatllegierungen in der *.Technologie—Klmik-Biocompatibilitât. Hanser Miinchen, 1989, S 221-275.*
103.Livaditis G, Thompson VP - Etched casting: an improved retentive mechanismfor resin — bonded retainers. *J. Prosth. Dent. 47, p. 52-58, 1982.*
104.Lovdahl PE, Nicholls JI - Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores, S *Prosthet Dent, 1977, 38,*
105-Macchi R.L., Craig R.G. — Physical and mechanical properties of composite restorative materials. *JADA, 1989,8,p.914-920.*
106.Markula K - Das Cottbusser Verblend- und Verbundsystem. *Stomatol. Der ddr. 34, p. 698-707, 1984.*
107-Marxkors R, Meiners H - Taschenbuch der Zahnârztlichen Werkstoffkunde - *3. Auflage, Carl Hanser Verlag, Miinchen, Wien, 1988.*
108-Mathe G - Eine neue Methode zur Anfertigung facettierter Kronen. *Schweiz.Mschr. Zahnheilk 12, p. 1187-1202,1953.*
109.McLean J - The science and art ofdental ceramics. *Vol. 1 and II. Chicago. Berlin. Quintesence Publishing Co.,1979 şi 1980.*
110.McLean J - Wissenschaft undKunst der Dentalkeramik. *Quintessenz Verlag. Berlin, 1978. lll.McLean JW, Sced IR* - Bonding of dental porcelain to metal - I. The gold alloy/porcelain bond. *Trans Br Ceram Soc 1973,72. p. 229-233.*

112.Miller L - Framework design in ceramo-metal restauration. *Dent Clin North Am, 21:699, 1977.*

113 .Miller L. - Les sistemes ceramiques: cliniques et esthetique. *Les cahiers de prothese 1993, 82, p. 15-*

114.Milot P., Stein RS — Rootfracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design, S *Prosthet Dent, 1992, 68, p. 428-435.*

115.Min—Kai Wu., Yesim Pehlivan, Evangelos G. Kontakiotis, Paul R. Wesselink - Microleakage along apical robt fillings andcementedposts, *J Prosthet Dent, 1998,Vol. 79, No. 3, p. 264-269.*

116.Moore D., Johnson W. — A comparison ofamalgam microleakage \vith a 4 META liner and copal varnish. *The Int J ofProsth, Vol.8, No5, 1999, p.461^66.*

117.Mormann W., Brandestini M. - Posibilities of realisations of esthetic reconstructions for the cuspid theets.*Clinic odontologia 1992, 13, p. 26-32. '*

118.Monnann W., SchUg J. - Computer designed inlays after 5 years în situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *J Am.Dent.Assoc., 1997, 128, p. 47—53.*

119.Munteanu D, Işfan A, Bratu D — High performance liquid cromatographic separation qfBis-GMA; Oligomers andisomers in dental restaurative materials. *CROMATOGRAPHIA. 23, 6, p. 412-418, 1987.*

120.Musil R, Tiller HJ - Der Kunstoff-Metall Verbund in der Zahnântlichen Prothatik. *VEB Johann Ambrosion Barth, Leipzig, 1988.*

121.Nakamura Y, Anu5aYice K - Marginal dîstorsion of thermalty mvompatible metal ceramic crowns with overextendedmws'tw. *The Int J ofProsth. vol.11. No 4. 1998, p. 325332.*

122.Naylor WP - Introdwtîon w Meial Ceramic Technology, *Chicago, Quintessence Publishing Co. p. 33-34;1992.*

123.Noack M., Roulet J.F. - Survival rates and modes offailure ofDicor inlays after 4 years. *J.Dent.Rest., 1994, 73, Abstr. Nr.759.*

124.Noorth R. - Demal maîerials:199l liîerature review, *J.Dent, 1992,21, p. 5-30.*

125.Nussbaum R. - Afectiunile coronare ale d'inţ'ilor y'i iratanmntul lor proteiic, *Lito IMT, 19S6.*

126. Nussbaum R. - Probleme de cariologie. *Lito IMF Timisoara, 1979.*

127.0'Doherty M - Die SINTERLOY-TECHNIK Keramik - Geriiste aus Metall-Pulver. *Dental Labor 37, 1253-1257, 1989.*

128.0'Neal S.J., Leinfelder K.F. - Evaluating interfacial gapsfor esthetic inlays. *JADA, 1993, 124, p. 48.*

129.0wens B, Halter T — Microleakage oftooth colored restorations wit a beveled gingival margin, *Quintessence Int, vol 29, N06, 1998, p. 356-359.*

130.Păssler K, Bespelmeyer F, Ohnmacht P, Sernetz F — Einfliisse auf Qualitdt und Eigenschaften von dentalen Titangussen. *Dental Magazin 4, p. 42-50, 1991.*

131.Pearson G.P., Jacobsen P.H. - Conservative dentistry, an integrated approach. *Ed. Churchil Livingstone 1990.*

132.Perelmuter S - La reconstruction occlusale et le procede ceramo-metalliques. Techniques ceramo-mâtalliques.*Paris J Prelat Editeur, 249-294, 1980.*

133-Petschauer R — Klinisch-experimentelle Untersuchung mit dem Verblendplast Superpont G+B imter besomderer Berucksichtigung der hydraulisch — pneumatischen Heisspolimerisation und des Metall—Plast—Verbundsystems. *Med Diss Berlin, 1981.*

134.Peumans M, Van Meerbeeck B - Five years clinical performance of porcelain veneers, *Quintessence Int;vol.29, No 4;1998, p. 211-221.*

135-Peutzfeld A., Asmussen E. - A comparison of accuracy and gap formation for three mlay—onlay techniques.*Operative Dentistry 1990, 15, p. 129-133;*

136.Powers J.M. - Lifetime prediction ofdental material, an engineering approach. ***JvOfOral rehab 1995,***

137. Prelipceanu Felicia, Doroga Olga - Proteticâ dentarâ, *Ed Did şi Pedagogică, 1985.*

138.Reuling N., Wisser W., Jung A. - Realease and detection ofdental corrosion products m vivd: development *o/* an experimental model in rabbits. *J. Biom. Mat. Res. 1990, 24, p. 979-991.*

139.Rivault MA — Couronnes a incrustation vestibulaire. Couronnes ceramo—metalliques. Inlays—Onlays de substitution. *Libr Maloine, Paris, 1972.*

140.Romînu M., Bratu D., Lakatos S., Floriţa Z. - Polimerizarea m stomatologie, *Ed. Brumar 2000 Timişoara*

141.Romînu M., Mateikovits Ghe., Bratu D. - Klinikai tapasztalatok az orlofogak felszinen hasznalatos Beta-Quartz-Mega Blokktone sekkel. *Fogorvosi Szemle 92, 1999, p. 273-280*

142-Rosenstiel St., Land M. F., Fujimoto J. - Contemporary Fixed Prosthodontics^ *Third Ed., Mosby, 2001.*

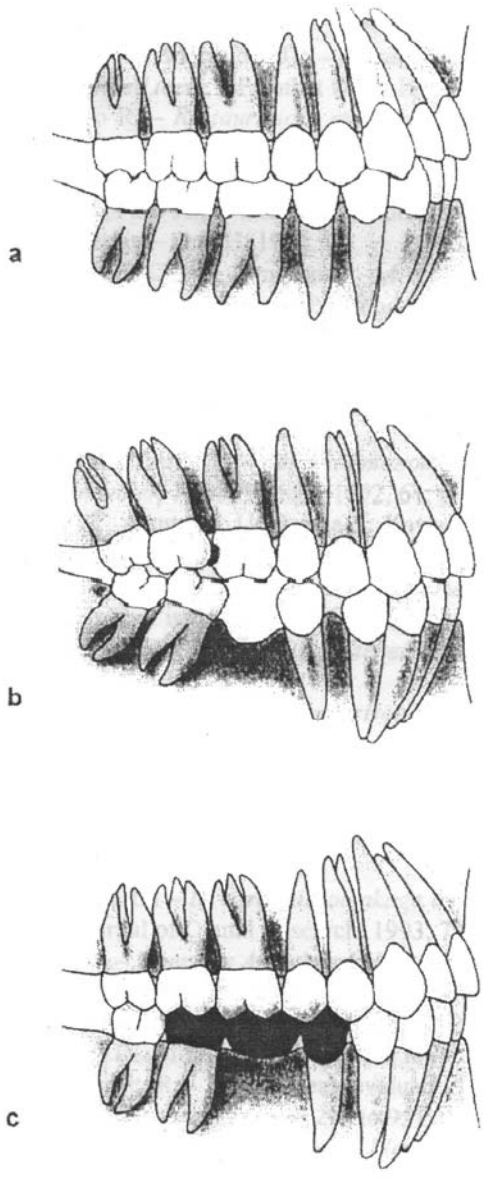
143-Ross If- Fracture susceptibility of endodontically treated teeth, î *Endod, 1980, 6, p. 560-565. 144.Roulet J.F., Herder S.* - Bonded ceramic inlays. *Quintessence Publishing Chicago 1991, p.90.*

145.Schwickerath H - Dle In - Ceram Aluminiumoxid - Keramik ein innovativer dentalkeramischer Werhtojf. *DentLabor, 1989, 37, p. 1597-1599.*
146-Schwickerath H. - Eigenschaften und Verhalten von aufbrennfâhigen Palladium und"Nicht-edelmeîall (NEM)-Legierungen. *Phillip J,, 1989, 6, p, 357-367.*
147.Shaini,F., Shortall A.C. - Clinical performance ofporcelain laminate veneers. A retrospective evaluation overaperiodof6years, *Journal oforal Rehab, 24, p. 553-559, 1997. 148.Shell J, Nielson J* - Study ofthe bound between gold alloys andporcelam. *J Dent Res 1962, 41, p. 1424-1428. i 149.Shillingburg H, Hobo S, Fisher D* - Preparation Design and Marginal Distorsion in Porcelain Fnsed to MetalRestaurations. *J Prosth Dent 1973, 29, 150.Shillmgburg THjr., Hobo S., Whitsett DL* - Fundamentals offixedprosthodontics. *Sec. Ed. Quintessence Publ.Co. Inc., Chicago, 1996.*
151-Siebert G. K. (Hsrg): - Denatllegierungen in der zâhnartzlichen ProthetikTechnologie -Klinik-Biocompatibilitât. *Hanser Miinchen, 1989.*
152-Simonsen R, Van Thompson. Barrack G - Etched cast Restaurations: Clinical and Laboratory *Techniques. Quintessence Publ. Co. Inc. 1983, Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokio.*
153-Smger F — Die amerikanische Standardmethode der Verblendkrone und ihre klinisch—âsthetische Bedeutung. *Zahnmed. Im Bild. 1961, 4, p. 73-73.*
154-Sorensen JA, Engelman MJ - Ferrulg design andfraQîWQ resisîance of endodontically treated tceth, *J Prosthet Dent, 1990, 63, p.529.* .
155-Sorensen JA, MartmoffJT - Clinically signifîcantfactors in dowel design, *J Prosthet Dent, 1984, 52, p.28.*
156-Sorensen JA, Martinoff JT - Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodonticcilly treated teeth, J Prosthet Dent, 1984, 51, p.780.
157.Spreafico R. - Restaurations au composites des dentes posteriores. Revue d'odonto-stomatologie 1995, 24/4,p.273-282.
158-Stelea 0., Panaite St., Morariu C. - Metalurgie stomatologicâ şi biomateriale, *Ed. Apollonia, laşi, 2000.*
159.Strub JR, Turp JC, Witkowski S, Hurzeler MB, Kem M - Curriculum Prothetik *Band I-III. Berlin, Quintessenz Verlag-GmbH, 1994.*
160-Sulaiman F, Chai J, Jameson L - A comparison ofthe marginal fît ofln- Ceram, IPS Empress and Procera crowns , *The Int J of Prosthodontics, vollO, No 5, 1997, p. 478^84.*
161.Tai Y, De Long R, Goodkind RJ, Douglas WH - Leaching ofnickel, chromium and beryllium ions from base metal alloy in an artificial environment. *J Prosthet Dent 68: p. 692-697.*
162.Takeshige F., Kawai K., Torii M. - Effect of heating on phisical properties ofcomposite resin. *J Dent Rest 1990, 69, (Abstr. 1609).* -
163-Tanaka K., Tairo M., - Residual monomers ofa set visible -light aered dental resine composite -when immersed m water, 3 *Oral Rehab., 1992, 61; p. 1180-1183.*
164-Tanaka T, Atsutz M, Uchiyama Y, Kawashima 1 - Pitting corrosionfor retaming acrylic resinfacings. *J Prosth Dent1979,42,p. 282-291.*
165-Thompson VP - Electrolytic etching modes ofvarious nonprecians alloys for resin bonding. *J Dent Res Gl , (Special issueA), 1982, p. 186-191.*
166-Thompson VP, Livaditis GJ - Etched casting acid etched composite bonded posterior bridges. *Pediatric Dent, 1982,4, l,p. 38^3.*
167.Thordrup M., Isidor F. - Comparison ofmarginalfit and microleakage ofceramic andcomposite inlays. *J.Dent 1994, 22, p. 147-153.*
168-Tidehag P, Gunne J, - A 2 year clinical follow -up study ofIPS Empress ceramic inlays; *The Int J of Prosth, vol.8, No 5, 1995, p 456^160.*
169.Torbjomer A. et al. - Survival rate andfailure characteristics for twopost design, *J Prosthet Derit, 1995, 73,'p;*
170.Travis, Martin — In vitro microleakage around posterior composite restoration andposterior composite inlays, *Joumal ofDental Research, 1993, 72, 18(abstr.l05).*
171. Weber H. - Uber das Abriebverhalten verschiedener Dentallegierungen. *Med Diss, Freiburg 1990.*
172.Wendt S.L., Leinferder K.F. — The clinical evaluation of heat—treated composite resin inlays. *J.Am Dent.Assoc.*
1990, 120, p.177-179 173-Wilson A.D., Mc Lean J.W. - Glass ionomer cement. *Quintessence books, Chicago 1988, QP, p.57- -SingerR,*
Bryant R — Three—year evaluation of computer-machined ceramic inlays;Influence of luting agent,
Quintessence Int,, vol.29.No 9, 1998, p5 73-5 82 174.Wirtz J. - Klinische Material und Werkstoffkunde, *Quintess Verlags- GmbH Berlin, Chicago etc,. 1993.*

175.Wirtz J., Schmidli F., Steinemann S, Wall R. - *Aujbrennkeramik in Spaltkorrosiontest.* Schweiz Monatsschr Zahnheilk, 1987, 97, p. 571-590.
176.Wirz J., BischoffH. - *Tiîan m der Zahnmedizm.* Quintessenz Verlag-GmBH Berlin.

8. INTERMEDIARII PROTEZELOR FIXE (CORPURI DE PUNTE)

Dinţii şi **arcadele integre** - componente ale sistemului stomatognat sunt de-a lungul vieţii într-un **echilibru funcţional.** între dmţii arcadelor naturale integre funcţionează un **sistem de contacte dento-dentare** atât mterarcadice, cât şi m cadrul aceleiaşi arcade prin ariile de contact. Şi unele şi altele din contactele punctiforme evoluează m timp spre contacte de suprafaţă, datorita proceselor de uzură dentară.



Evoluţia arcadelor, cât şi a reliefului ocluzal este într-o continuă schimbare, de-alungul vieţii, SNC încercând să menţină o activitate armomoasă a sistemului stomatognat. Printr-o capacitate de adaptare remarcabilă SNC încearcă să menţină constant o stare de **armonie funcţională** atât în cazul modificărilor fiziologice ale dinţilor (datorate uzurii), cât şi m stâri patologice, situaţie când cxistă îngă anumite limite variabile dependente de factorii de adaptare. La apariţia unei **breşe edentate** sistemul stomatognat nu reacţionează identic. De obicei întreruperea continuităţii unei arcade dentare este urmată de migrări şi basculări dentare. Dinţii antagonişti migrează vertical (egresie, extmzie) iar dinţii vecini breşei migrează sau basculează spre spaţiul edentat (fig. 8.1b). Dinţii vecini breşei migrează diferit în funcţie de vârstă. Se cunosc situaţiile de pierdere precoce a molarilor de şase ani, când adeseori molarul de 12 ani aproape că închide breşa, iar molarul de minte (dacă există)

Fig. 8.1. Prin întreuperea continuităţii unei arcade dentare pot apare migrări dentare, cu denivelarea consecutivâ a planului de ocluzie. Confecţionarea la timp a unei punţi dentare rezolvă aceste probleme: a - arcade integrc; b - arcadâ mandibularâ întreruptâ prin pierderea molariilui prim permanent; c - restaurare protsticâ fixâ care reface continuitatea arcadei

poate realiza arie de contact cu molaml permanent secund. Se stabilesc astfel noi relaţii ocluzale în care stopurile nu mai corespund arcadei integre.

La majoritatea pacienţilor însă **edentaţiile** uni sau multi dentare generează o patologie specifică, cu migrâri şi basculări dentare care **denivelează planul de ocluzie,** acestea fiind urmate de un procent ridicat de **modificări în ATM** şi **disfuncţii mandibulare.**

Inchiderea la timp a unei breşe edentate prin inserarea unei protczc parţiak fixc previne cu certitudine patologia menţionatâ mai sus. Nu trebuie să uităm însă câ intermediarul sau **intermediarii protezelor fîxe nu simt dinţi naturali.** Extracţia are drept consecinţă pierderea unei părţi a ţesuturilor de suţinere, proteza fixă venind în raport cu creasta alveolară restantă care însâ nu o susţine. Aşadar, trebuie să înţelegem că **forma intermedi^rilor nu poatc reproduce întotdeauna morfologia dinţilor lipsă,** ceea ce impune adoptarea altor procedee de igienizare.

Funcţiile unei proteze parţiale fîxe sunt:

• închiderea breşei edentate cu refacerea consecutivă a continuităţii arcadei dcntare şi a posibilitâţii de transmitere sagitală a forţelor, imitând existenţa ariilor de contact;

• împiedicarea apanţiei migrârilor şi basculărilor dentare;

• protecţia crestei edentate şi a parodonţmlui dmţilor stâlpi de impactul alimentar din cursul masticaţiei;

• refacerea planului de ocluzie denivelat.

Realizarca protezelor parţiale fixe necesitâ prepararea dinnlor stâlpi sub formâ de bonturi, reclamând adeseon chiar devitalizarea acestora, ceea ce reprezintă un traumatism operator pe care nu-1 suportă toate categoriile de pacienţi. în timp, prepararea dinţilor stâlpi a suferit modificări. Odată cu apariţia restaurârilor protetice cu agregare adezivă (vezi cap. 12) sacrificiile de ţesuturi dure au fost diminuate mult. Au apăruf **preparaţiile peliculare** care se efectuează doar m grosimea smalţului, iar **implantele,** uneori le-au suprimat complet

8.1. DEFINITII ŞI NOMENCLATURĂ

Punţile dcntarc (denumire vechc) sunt proteze pluridentare fîxate prin cimentare sau lipire, eventual prm alte mijloace de retenţie (şuruburi) la **dinţii naturali** (preparaţi sub fonnâ de bontun), **râdâcini dentare** şi/sau **stâlpii implantelor.**

Protezele parţiale Hxe (termen nou GPT 1999) sunt formate din **elemente de agregare** care se fixează la stâlpii naturali sau artificiali, **intermediarii protezelor fîxe** (corpul de punte) care înlocuiesc dinţii lipsă şi **conectorii.** Intermediarii reprezintâ **„la raison d'etre"** al **protezelor parţiale fixe.** Numele de **punte** derivă de la latinescul **„pons"** (pod, punte), nemaifiind acceptat de terminologia actuală. Intermediarii nu realizează o înlocuire propriu-zisă a dinţilor lipsâ deoarece, aşa cum am mai spus, conformareâ lor ca repli^ă anatomică exactă a dinţilor lipsă nu ar putea asigura controlul igienei.

Conectorii reprezintă zona de legătură a elementelor de agregare cu intermediarii. Conectorii pot fi rigizi şi elastici.

Pânâ nu de mult noţiunea de **stâlp** (pilier, abutment) se referea doar la **dinţii nrthu ali** (bonturi naturale sau **DCR** fixate la râdăcinile naturale), m prezent trebuie ţinut cont şi de **stâlpii**

„rădăcinilor artificiale", adică a implantelor, confecționati din metal sau ceramică, care au modificat o serie de concepții despre fixare în protetica fixâ (vezi cap 22). Aşadar **stâlpii** sunt acele părti ale dinților sau implantelor care servesc drept suport şi/sau retenție pentru elementele de agregare ale protezelor parțiale fixe (fig.8.2)

Tehnologia protezelor parțiale fixe presupune realizarea lor prin cel puțin două procedee: unul m care se confecționează inițial elementele de agregare şi **ulterior intermediarii** (corpul de punte) care se solidarizează la elementele de agregare şi altul când **elementele de agregare** se **realizează concomitent cu intermediarii.**

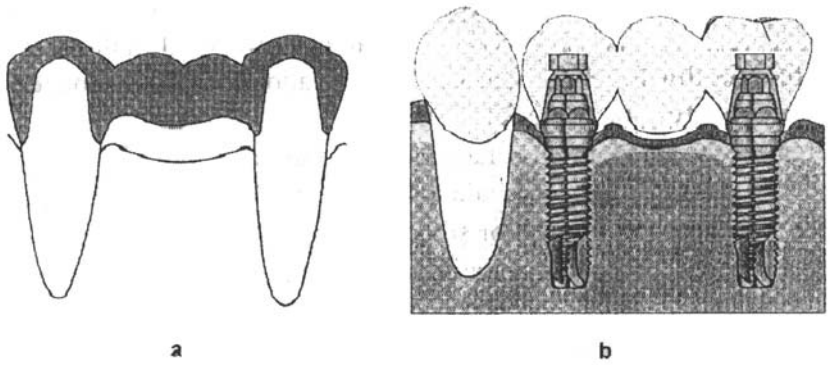


Fig. 8.2. Stalpi denrari pe care se Hxeaza elementele de agregare: a- pe dinți narurali; t) - pe implante. Modul de conexiune este rigid.

Primul procedeu, mai vechi, caracterizează protezele partiale fixe metalice şi pe cele metalo-polimerice, metalo-compozite şi metalo-ceramice (şi a pierdut teren); al doilea se poate regăsi la punțile integral metalice, polimerice sau ceramice, dar şi la scheletele metalice ale punților mixte. Ambele procedee prezintă atât avantaje, cât şi dezavantaje aplicându-se în practică cu mențiunea că **punțile „dintr-o bucată"** s-au extins mult m ultimele decenii, datorită progreselor facute pe tărâmul topirii-tumării aliajelor şi a diversificării şi optimizării proprietăților acestora.

Designul unei proteze parțiale fîxe este un factor esențial m reuşita sau eşecul unei terapii de restaurare protetică fixă. Exigențele funcționale ale restaurârilor fixe sunt dublate constant de **posibilitățile de menținere a unei stări de igienă buco-dentară optimă** m zona crestei edentate. De menționat că această cerință s-a imputat mereu. tuturor generațiilor de punți dentare (Fig. 8.3) începând cu Tinker (115) care încâ din 1918 a prezentat **corpul de punte igienlc (sanitary pontic)** şi până la Lang şi Guldener m 1966, ea nefiind rezolvatâ nici m prezent. Timp de aproape un secol problema acumulărilor de placă dentară şi dificultățile de menținere a unei igiene buco-dentare optime la cei protezați cu restaurări protetice fixe a fost mult dezbâtută influențând evoluția acestor piese protetice (2, 8, 19, 28, 41, 42, 45, 84, 85, 107, 117, 121 etc.).(fig. 8.4.).

8.2. ELEMENTE COMPONENTE ŞI CATEGORII DE PROTEZE PARTIALE FIXE

Orice proteză parțială fixă este alcătuită din **element(e) de agregare şi corpul de punte sau intermediarii protezei parțiale fixe (fig. 8.5.).**

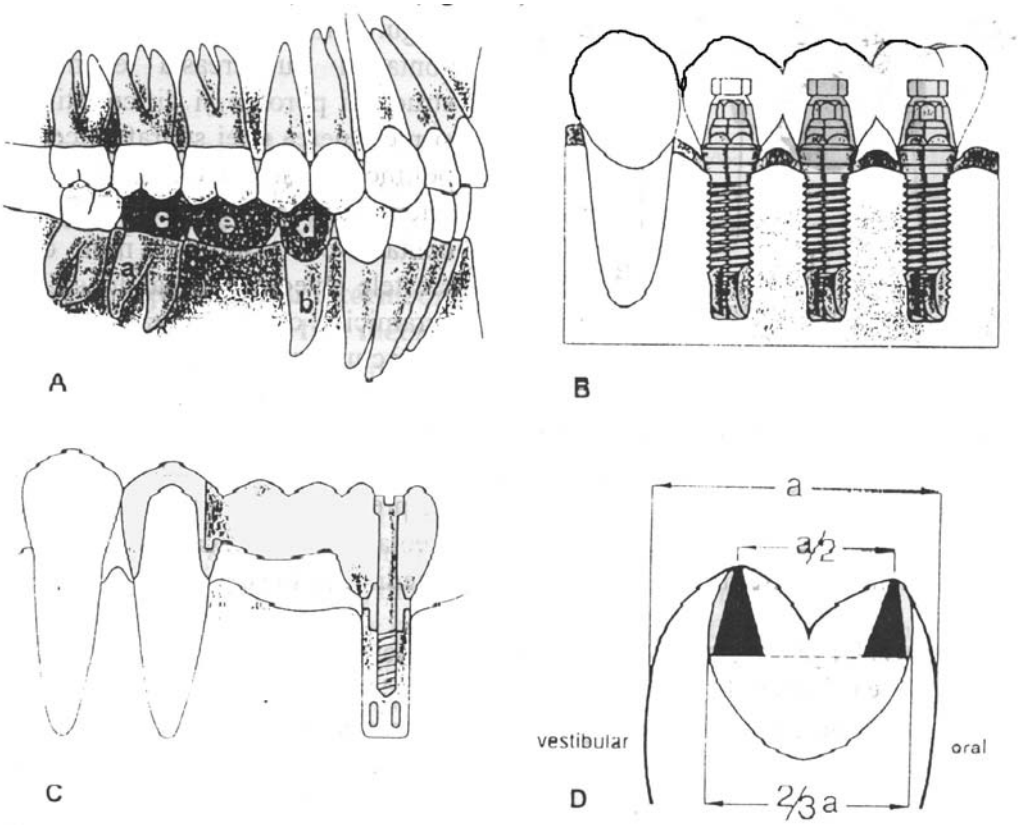


Fig. 8.3.Restaurâri protetice fixe: A -pe dinți stâlpi naturali: a,b - dinți stâlpi naturali, c,d - elemente de agregare, e - intermediar; B - agregarc pur implantară, C - agregare mixia (denio-implantara); mezial conectorul este elastic; D - rcduccrcn cu 2/3 a gabaritului V 0 a unui intermediar tață *d&* acelați gabarit a unci coroanc deniare naturale (cu condiția respectării poziției corecte a vârfurilor cuspizilor) nu implică integritatea stopurilor ocluzale

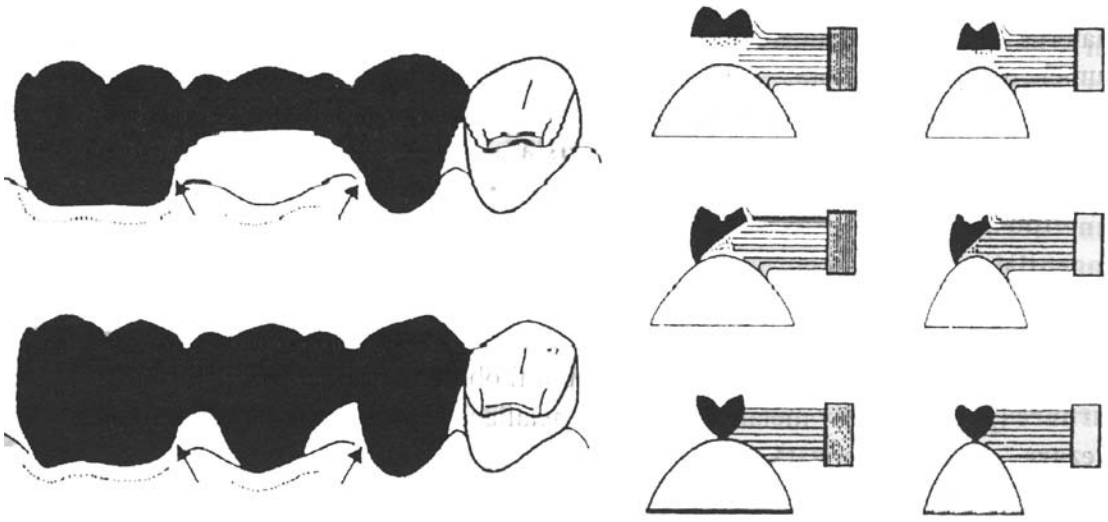


Fig. 8.4. Locurile de retenție alimentară ale unei restaurări protetice fixe (marcate cu săgeți) şi posibilitățile de igienizare artificială a diferitelor forme de intermediari.

Observațiile clinice au arătat că toate materialele utilizate în elaborarea intermediarilor au o tolcranță biologică aproximativ asemânatoare. Uneori pot apare inflamații gingivalc, indiferent de materialul utilizat. S-a constatat că ceramica este totuşi mai uşor de igienizat, mulți clinicieni

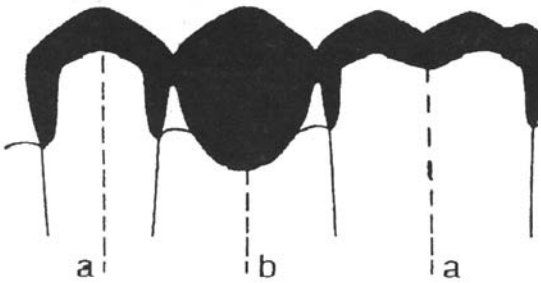


Fig.8.5. Elementele componente ale unei PPF: a – elemente de agregare,b - corp de punte (intermediarul protezei fixe).

susținând că ar fi materialul de elecție - sau singurul material - căruia îi este acceptat contactul cu creasta edentată. Datorită structurii poroase şi dificultății m obtinerea şi menținerea unei suprafețe corect lustruite, polimerii şi **RDC** din componența intermediarilor nu trebuie să ajungă m contact cu țesutunle moi care acoperâ crestele alveolare, situându-se la polul opus ceramicii ca toleranță biologică. Pentru contactul cu structurile tisulare sunt de preferat **ceramica glazurată sau foarte bine lustruîtâ** precum şi aliajele, lustruite pânâ la obținerea luciului de oglindâ.

Diversitatea mare a designurilor corpurilor de punte, ca şi materialele din care acestea pot fi realizate, aspectul mai mult sau mai putm estetic, precum şi raportul pe care intermediani restaurârilor fixe îl pot avea cu mucoasa crestei alveolare sunt câteva din criteriile ce permit dasifkare protezdor parțiak fixe în general şi a intoi'mediarilor în special.

După **material** protezele parțiale fixe pot fi confecționate **dintr-un singur material** sau din **două materiale** (ultimele fiind cunoscutc şi sub numele de **mixtc);**

- **dintr-un singur material: integral - metalice**
  - ceramice
  -polimerice
- **din două materiale: mixte - metalo - polimerice**
  - metalo - compozite
  - metalo - ceramice
- **din mai multe materiale:** în cadrul protezelor parțiale mixte din două bucăți, când pe lângă aliajele din care este confecționat scheletul şi materialele de placare, apare un al treilea material folosit la solidarizarea elementelor de agregare cu intermediarii cunoscut sub numele de **lot** sau lipitură.

După raportul intermediarilor cu creasta:

- **suspendate,**
- **punctiforme,**
- **tangențiale,**
- **în semişa**
- **în şa**
- **intramucoase**
- **intraalveolare**

După **tehnologia de elaborare** ele pot fi obținute prin:

- **turnare** (punți exclusiv metalice, schelete metalice ale protezelor parțiale mixte)
- **frezare** - computerizată - prin copiere
- **polimerizare** (proteze fixe exclusiv polimerice şi/sau din materiale compozite)
- **turnare şi coacere** (proteze mixte metalo-ceramice)
- **turnare şi polimerizare** (proteze mixte metalo-polimerice şi/sau metalo-compozite)
- **electroeroziime**

8.2.1. INTERMEDIARI DINTR-UN SINGUR MATERIAL

în această categorie de restaurări fixe intră protezele fixe realizate din **metale şi aliaje, polimeri,** şi **materiale compozite** precum şi cele din **ceramică,** ele fimd cunoscute şi sub lumele de **restaurări Hxe integral metalice, polimerice** sau **ceramice.**

Proteze partiale fixe cu intermediari exclusiv metalici

Restaurârile protetice fixe metalice se confecţionează din cele mai vechi timpuri. Li se nai spune **integral metalice** deoarece atât elementele de agregare cât şi intermediani sunt
•ealizate din acelaşi aliaj. Există **aliaje** cu destinaţie specială **pentru coroane şi punţi** (nenobile ii nobile). Mult timp elementele de agregare au fost confecţionate separat de intermediar, care, ilterior, era lipit sau sudat la primele. Odată cu dezvoltarea şi perfecţionarea procedeelor de opire-tumare, s-a extins tot mai mult procedeul **punţilor metalice turnate dintr-o singură)ucatâ (monolit).** Ele se pot realiza din diferite **aliaje** destinate restaurărilor protetice fixe nenobile şi nobile: cu conţinut sârac, mediu sau bogat în metale nobile).

Aproape un secol, m zonele de sprijin protezele parţiale fixe metalice au fost dominate de :onccpţia suspendâni corpului de punte. După o experienţă considerabilă s-a observat că forma ntermediariilor suspendaţi nu este chiar cea mai optimâ, deoarece, deşi în timpul igiemzârii^)eriuţa pâtrunde sub ei, zonele de trecere între corpul de punte şi elementele de agregare sunt lificil de curăţat, la acest nivel acumulându-se placa bacteriană. Un alt dezavantaj al ntermediarilor suspendaţi apare dacâ spaţiul dintre ei şi creasta alveolară nu este suficient de nare, mucoasa proliferând la acest nivel şi umplând spaţiul gol. Această proliferare începe la livelul papilelor, deci m zonele proximale ale corpului de punte, unde se acumulează de altfel şi nai multâ placă bacteriană (93).

Dm aceste motive, precum şi datoritâ faptului Că unii pacienţi percep spaţiul de sub ntermediari cu un oarecarc disconfort, şi la **protezele parţiale fixe metalice turnate** se ecomandâ m prezent realizarea unui **contact tangent liniar cu creasta alveolară, iar la nivelul recerii dintre intermediari şi elementele de agregare** se modelează **ambrazuri cervicale argi,** Intermediani trebuie conformaţi convex m toate sensurile, astfel încât o periuţă mclinată la•5° să aibă acces^, permiţând o igienizare optimă.

Restaurările fîxe integrâl metalice sunt indicate doar m **zona de sprijin,** având iremolarul doi stâlpul cel mai mezial, la pacienth unde nu predominâ exigenţe estetice majore. ^ceste restaurâri se încadrează foarte bine m cadrul **ADM,** nu necesită preparaţii dentare cu acrificii importante tiind ccle mai economice, la acest capitol nefiind depâşite de nici un alt fel le proteze fixe. Cât priveşte **experienţa noastră de peste 30 de ani privind protezele parţiale ixe integral metalice suspendate** putem relata rezultate excelente privind longevitatea acestor estaurări, cât şi starea de eutroficitate a ţesuturilor moi ce alcâtuiesc câmpul protetic, chiar după 25 de ani de la confecţionarea lor.

Proteze parţiale fixe cu intermediari integral polimerici

Restaurările protetice fixe **integral polimerice** de tipul punţilor dentare au fost utilizate u **precădere** m zona frontalâ, în deceniile imediat următoare lansării polimetilmetacrilatului. îuforia şi optimismul declanşat de către acest material a fost de scurtă durată (câteva decenii) lână când fenomenele de îmbâtrînire a răşinilor acrilic^ CU polimerizare liniară şi faptul că ntegritatea stopurilor ocluzale nu putea fi păstratâ s-au fâcut simţite. De aceea punţile din **RA** ,u se mai întrebumţează astăzi decât pentru **restaurări provizorii** şi eventual pentru restaurări provizorii de lungă durată 2-5 ani; când diferite schelete metalice pot fi placate cu **RA.**

Dezavantajele **RA** au fost partial **suplinite** de **RDC** care după anii 1960 au adus un suflu nou în stomatologie, cu precădere în clinică. Apariția **RDC fotopolimerizabile** şi introducerea lor în laboratorul de tehnică dentară cu scopul de placare al suprafețelor metalice, a dus la folosirea acestor materiale şi pentru realizarea **„restaurărilor integral compozite"** cu precădere m zona frontală.

Deşi efectul estetic obținut este optim totuşi s-a constatat că nici aceste materiale nu păstrează stopurile ocluzale, respectiv nu au o rezigtență mecanică satisfacătoare, în timp suferind şi o serie de modificări cromatice.

Pentru a compensa aceste neajunsuri şi în dorința de a realiza restaurări protetice fără COmponentâ metalicâ S-a încercat îmbunâtâțirea proprietâților mecanice a **RDC** prin **creşterea procentului de umplutură anorganicâ, armarea lor cu fibre de sticlă** (de exemplu; sistemele Targis-Vectris, Vectris-Bellglass) sau cu **fibre de polietilenă** (de exemplu sistemul Artglass-Ribbond).

Armarea cu fibre a diferitelor materiale polimerice este un procedeu des utilizat în special cînd asupra unei structuri sunt aplicate ciclic forte de intensitate crescutâ (de exemplu, m constructia de nave, aeronautică etc.). în ultimele decenii acest procedeu a fost adoptat şi m stomatologie pentm âfffarea râşinilor folosite la realizarea de restaurâri fără componentă metalică. Astfel au apămt două clase noi de materiale dentare:

- **FRC** - râşinile armate cu fibre de sticlâ;
- **Ceromerii**[1] - polimeri cu procent crescut de umpluturâ anorganică. Bazându-se pe aceste principii, firma IVOCLAR (Liechtenstein) a lansat sistemul Targis-Vectris care promovează două astfel de materiale:

Vectris o răşină armată cu fibre de sticlă (diametml fibrelor de 5-llp,m), material dezvoltat special pentru **realizarea de infrastructuri.** Fibrele de sticlâ sunt silanizat®, rcalizând o legăturâ optimâ cu matricea polimericâ. Acest material este utilizat atât pentru coroane de înveliş în zona frontalâ şi la premolari, cât şi pentru **punți de întindere mică,** atât m **zona frontală,** cât şi în **zona laterală** (cu precădere m edentațiile de premolar prim).

Targis - ceromer cu un procent de umpluturâ anorganică de 75-85% (procente de masă) şi o dimensiune a microparticulelor de până la 1 (im. reprezintă **materialul de placare.** Patriculele de umplutură anorganică (sticlă bariu-alumino-silicatică) sunt silanizate, dispersate m matericea organică cu, care realizează o legăturâ strânsă. Se obține astfel o stmctură tridimensională omogenă. Procentul crescut de încărcatură anorganicâ şi variabilitatea nuanțelor ceromerului conferă restaurării un aspect fizionomic comparabil cu cel al reconstituirilor ceramke, S-a urmărit totodată şi o creştere a rezistenței la abrazie care prezintă valori comparabile cu ale țesuturilor dure dentare.

Rezistența la încovoiere a complexului schelet nemetalic - material de placare a crescut considerabil prin înglobarea fibrelor în masa polimerică şi prin optimizarea legăturilor chimice dintre matrice, fibre şi infrastructură material de placare (Targis). Silanul utilizat pentru silanizarea fibrelor conține gmpări funcționale metacrilice, care copolimerizează cu dimetacrilatul din matricea organică realizând legâtura matrice-fibre.

Legătura chimică care se stabileşte între scheletul nemetalic **(Vectris)** şi materialul de placare **(Targis)** este pusâ tot pe seama matricei organice din compoziția celor două materiale, aceasta fiind o legătură care se bazează pe două mecanisme:

- legătura matrice Vectris - matrice Targis
- legăturile fibre Vectris - silan - matrice Targis

---

[1] Ceromer - Ceramic Optimi2ed Polymerg - polimeri cu un procent crescut de umplutură anorganică

Spre deosebire de aliajele metalice, materialul Vectris a fost astfel conceput încât coeficientul lui de dilatare termică şi modulul de elasticitate sunt corespunzătoare materialului de placare Targis. Mai mult, aceste proprietăți sunt comparabile cu cele ale dentinei umane, astfel încât sunt reduse la minimum eventualele tensiuni care pot apare la nivelul unei astfel de restaurări protetice.

Din punct de vedcre clinic, o **restaurare protetîcă nxâ realizată cu sistemul Targis/Vectris** prezintă numeroase avantaje, precum:

- erori minime de manipulare şi prelucrare;
- adaptarea marginalâ optimă;
- nu provoacâ iritații m contact cu țesutul gingival,
- realizează un efect fizionomic deosebit.

Experiența noastră clinică cu acest sistem a demonstrat că uneori există dificultâți de lustruire a restaurârilor, cu **descoperirea capetelor de fibră de sticlă** şi alterarea efeetului estetic m timp, precum şi pierderea, uncon a închidern marginale şi a stopurilor ocluzale, m ciuda faptului că, in vitro rezistența mecanicâ a acestor materiale este dcosebită. De aceca, la ora actualâ, până la o eventualâ perfecționare a sistemulm, se recomandâ realizarea din Targis/Vectris doar a **restaurârilor provizorii de durată,** cu menținere m cavitatea oralâ timp de 2 - 5 ani, la care corpul de punte nu depăşeşte o lungime de 12 mm şi o lățime de 4 mm, rcstaurări care încâ prezmtă im preț dc cost ndicat. (67, 68, 69, 70)

în concluzie punțile din **răşini acrilice** se folosesc astăzi doar pentru **restaurări provizorii,** iar cele din **RDC** şi / sau **FRC** doar pentru **restaurări provizorii de duratâ** (max 2-5 ani).

Restaurări protetice fîxe cu intermediari integral ceramici

Protezele parțiale fixe **integral ceramice** au apărut odată cu dezvoltarea unor mase ceramice noi care nu mai necesitâ infrastructuri metalice (ceramică aluminoasă, magnezică cu un conținut creseut de apatită etc.). înglobarea în masele ceramice modeme a oxizilor de aluminm şi zirconiu le-a crescut semnificativ rezistența mecanică la valori comparabile cu restaurările metalo-ceramice.

Astfel au apărut în caşcadă 0 serie de sisteme integral ceramice: Hi-Ceram, Cerestore, In - Ceram AIumina şi Spinel, Procera, Precident, Optec Mirage 11, Dicor, Cerapearl Empress, Celay, Cerec, Procera etc.

Sistemele integral ceramice ating performanțe estetice supcrioare celor metalo-ceramice, în primul rând datorită eliminării scheletului metalic, care m timp determină apariția coroziunii şi a galvanismului, ceea ce impnmâ acestor restaurări o biocompatibilitate mai redusâ.

Din **SIC** însă se pot realiza doar **punți de micâ amplitudine,** deoarece aceste materiale au o rezistență încă limitată la forțe de rupere şi m special de forfecare.

In cadrul **SIC** trebuiesc amintite **sistemele substractive** (vezi cap. 21) care permit elaborarea unor punți cu unul, maximum doi intermediari, fie prin **tehnici de frezare computerizată** (CAD/CAM), sau prin tehnici de **frezare prin copiere exclusiv mecanică** (Celay, Ceramatic).

Aşadar corpurile de punte integral ceramice trebuie să fie de amplitudine cât mai redusâ, flind indicate deocamdată pentru zona frontală şi în regiunea premolarilor.

8.2.2 INTERMEDIARI MICŞTI (DIN DOUĂ MATERIALE)

Coroanele mixte şi **intermediarii micşti** reprezintă la ora actuală soluțiile cele mai frecvent adoptate m clinica protezelor fixe. Intermediarii micşti presupun confecționarea unui **schelet metalic** (din diverse aliaje) care ulterior se plachează* cu **polimeri, materiale compozite sau ceramică** pentru ca restaurarea protetică să se apropie cât mai mult de aspectul dinților naturall.

La începutul secolului XX, când telinica metalo-ceramică nu era pusă încă la punct, cele mai răspândite corpuri de punte mixte erau cele cu fațete ceramice prefabricate. Pe un schelet metalic special conformat sc adaptau dinți sau fațete ceramice (fațete Steel). Alteori dinții sau fațetele din porțelan se adaptau la breşă, ulterior machetându-se componenta metalică- Dupâ terminarea acesteia se fixau, dmții tubulari sau fațetele ceramice. Dezvoltarea tehnicii metalo-ceramice a marginalizat acest tip de intermedian, care aparțin m prezent istoriei şi se mai folosesc doar episodic.

De-alungul anilor au fost utilizate diverse materiale de placare:RA, **RDC, şi ceramica dentară.** Dmtre toate, s"a impus **ceramica** atât ca âstetică cât şi ca rezistență mecamcâ. **Intermediarii micşti formați dintr—un schelet metalic placat cu RA sau RDC nu s—au impus în zonele de sprijin.** Ele se confecționează m zona frontalâ, cu menținerea ca stopurile ocluzale să fie metalice şi doar din rațiuni economice.

Scheletele metalice ale intermediarilor placate cu polimeri şi materiale compozite trebuie astfel concepute, încât să reteniioneze materialele de placaj, stopmile ocluzale fiind asigurate de suprafețele metalice. Deoarece m țara noastră asemenea restaurări protetice se mai practică pe scară destul de largă, în cele ce urmează vom detalia câteva aspecte climco—tehnice legate de ele.

Intermediarii protezelor fixe, poziționați corect între elementele de agregare sunt modelați din ceară; iar suprafețele ocluzale sunt realizate conform tehnicii de **adiție.** Apoi se realizează o cheie orală dm gips care trebuie să ajungâ până la marginile incizale, respectiv suprafețele ocluzale (fig. 8.6.a). în cheia de gips izolată cu vaselină se adaptează o plâcuță de ceară albastră de 0,5-0,7 mm, care se îngroaşâ la nivelul ariilor de contact cu elementele de agregare- Trecerea dintre corpul de punte şi elementele de agregare trebuie realizată astfcl încât să se formeze **ambrazuri cervicale profîlactice** (fig. 8.6).

Intermediarii pot fi astfel conformați, încât să redea doar suprafața funcțională sau pot fi modelați m funcție de dimensiunile dinților de înlocuit, încât să vină m contact cu mucoasa crestei edentate. Totuşi, interfața metal - polimer nu trebuie sâ ia contact niciodatâ direct cu mucoasa crestei. Pentru retenția polimerului se pot realiza anse din fire de ceară sau polimeri, cu diametm de 0,9 - 1,4 mm (fig. 8.7.)

Este o greşeală ca polimerul sau materialul compozit să acopere complet scheletul metalic al corpului de punte, stopul ocluzal realizându-se la nivelul acestuia. Această dispoziție deşi are efecte estetice bune, se contraindică datorită lipsei de rezistență la abrazie a acestor materiale. Tot greşealâ se considera şi contactul acestor materiale cu creasta breşei edentate.

0 altâ variantă a restaurărilor fixe metalo-polimerice pomeşte de la utilizarea dinților artificiali polimerici, care vor fi montați şi adaptați m spațiul dintre elementele de agregare. Pentm aceasta se pot folosi dinți artificiali, care sunt adaptați m breşă şi eventual modificați şi

---

placaj, placare - termeni împrumutați din tehnicâ care desemnează acoperirea unor substrate cu alte materiale (lemn, piatrâ, sticlă) pentru a le proteja sau optimiza aspectul.

fixaţi cu ceară. Realizarea scheletului metalic al corpului de punte se face tot cu ajutorul cheii de gips, după metoda descrisă anterior.

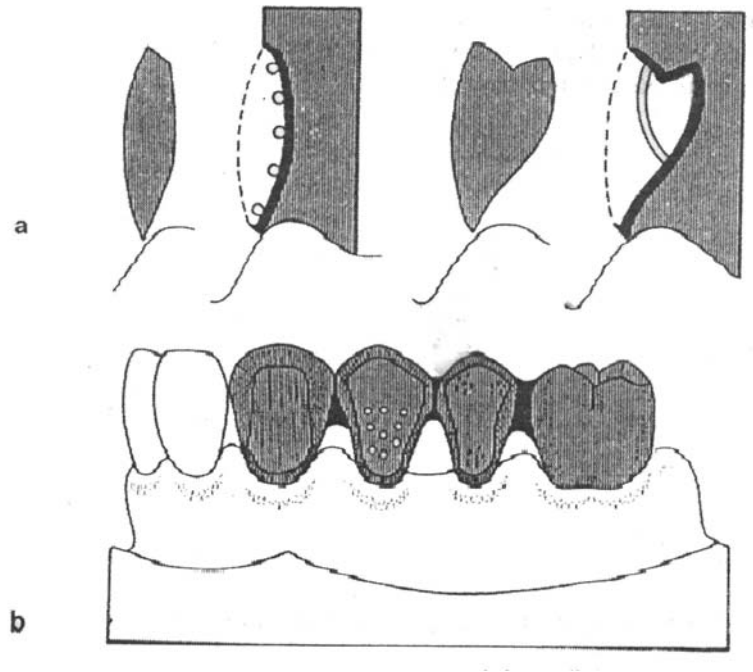


Fig.8.6. a. Intermediari metalo-acrilici şi/sau metalo-compozit: intermediari modelaţi în cearâ, cheia orală de gips şi macheta de ceară a casetei metalice, cu retenţii perlate sau sub formâ de anse; b. nia6hcta schclctului mctalic al intermediarilor se modeleazâ cu ambrazuri cervicale ample. (106)

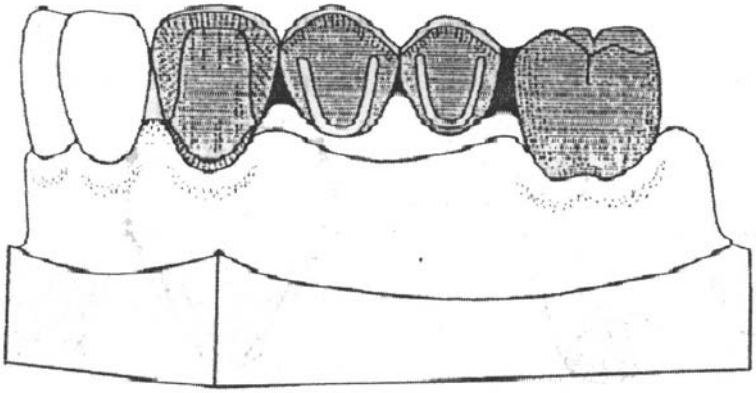


Fig.8.7. Contonnarea scheletului metalic al intennediarilor cu retenţii sub formă de anse, astfel încât să cnprindă polimerul. Trecerea dintre aliaj şi polimer se face la distanţâ de mucoasa crestei edentate. (106)

In altă variantă, intermediarii sunt modelaţi după reguli anatomice dintr-un bloc de ceară, refacându-se şi morfologia ocluzalâ. Apoi, prin răzuire se îndepărtează surplusul de ceară vestibular, realizându-se mijloace de retenţie. Se păstrează o protecţie a marginii incizale, polimeml trebuind să fie înconjurat de scheletul metalic şi dinspre bază. La folosirea tehnicii **Silicoater** se poate renunţa la retenţii. Această variantâ de realizare este indicată în special pentru corpuri de punte înguste, la care scheletul metalic se condiţionează prin silanizare.

Realizarea machetei intermediarilor metalo-polimerici este posibilă şi cu ajutoml elementelor preformate (prefabricate), care pot fi din ceară sau din materiale sintetice ce ard fără reziduuri. Elementele preformate pot avea trei mârimi diferite, cu profil lenticular, permiţând

conformarea igienică a ambrazurilor cervicale. Nervura în formă de U plasată pe fața interioară asigură retenția polimerului şi sporeşte rezistența sistemului. Machetele intermediarilor sunt aşezate şi adaptate pe model cu ajutorul unei benzi de cearâ (fig.8.8.a).Viitorul corp de punte se adaptează pe model astfel încât mereu, contactul cu mucoasa să fie realizat de metal., De asemenea corpul de punte trebuie sâ fie poziționat întodeauna paralel cu axul dinților, deoarece altfel se formează spații greu de igienizat (fig. 8.8.).

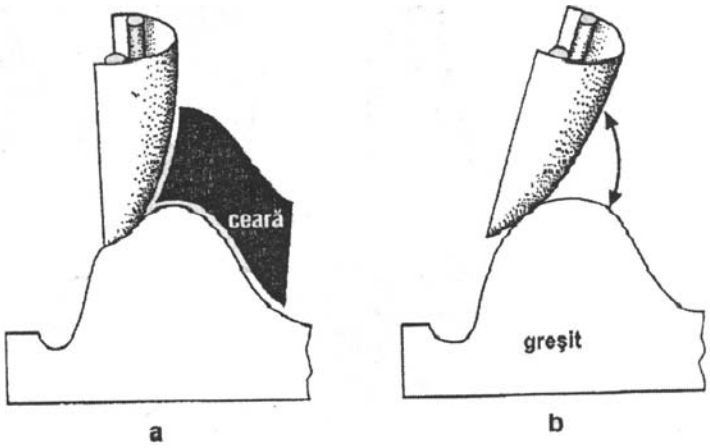


Fig.8.8. Aspecte tehnologice ale realizării intermediarilor metalo-polimerici. a.Elementele prefabricate se adaptează şi se fixeaza pe model cu benzi de cearâ; b. întermediarii trebuie poziționat paralel cu âxul dinților (greşit îd figura b deoarece astfel apar zone greu de igienizat),

Radierea (gravarea) de gips de la mvelul modelului e contraindicatâ, piesa fmită se va adapta prin frezare (fig.8.9.). Dacâ se perforează piesele din material plastic, defectul se remediază prin adiție de ceară dinspre interior. Ambrazurile cervicale vor fi conformate cât mai largi pentru a asigura o igienizare, pastrându-se însă, pe cât posibil nervurile în formă de U (fig.8.9.b). în fmal, marginea incizală sau suprafața ocluzală se realizează dintr-o placă de cearâ de 0,3 mm, care va fl modelată funcțional, întreaga machetâ putând fi consolidată prin adăugarea oral a unei plăci de cearâ (fig.8.10.a,b).

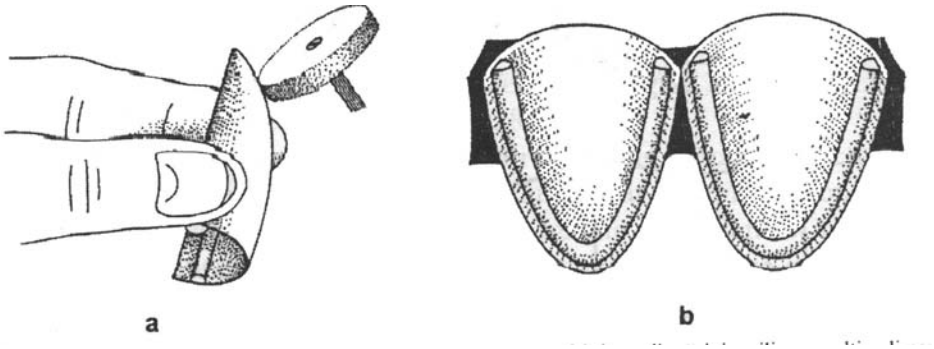


Fig.8.9. a Pentru a realiza un contact optim cu mucoasa crestei edentate, piesa prefabricată din râşini acrilice sau alți polimeri se frezează;b. solidarizarea elementelor prefabricate la corpul de punte se face cu benzi de cearâ, modelând ambrazuri cervicale largi, uşor de igienizat.

In literatura de specialitate, când se discutâ despre longevitatea restaurârilor protetice fixe se iau ca etalon cele metalo-ceramice. în 1986 Kerschbaum (56), ulterior în 1989 Kerschbaum şi Leempoel (58) şi m 1991 Kerschbaum şi colab. (60) atestă o longevitate de 15-25 ani pentm punțile metalo-ceramice în general. Karlsson (54) într-un studiu longitudinal efectuat asupra a 104 punți metalo-ceramice m stare de funcționalitate, timp de 14 ani, relatează starea optimâ a 88,5% dintre acestea, rata de eşecuri fiind de 11,5%. Walderhang în 1991 examinând în timp **longevitatea unor proteze parțiale fixe placate cu polimeri** a constatat o **rată de eşecuri** de 4% la 5 **ani,** 12% la **10 ani** şi 32% la **15 ani** (119). La un lot de 1841 pacienți asigurați, dm

1669 restaurâri fixe mixte, se constată că se mai află în stare de funcţionare 64% dintre acestea (60).

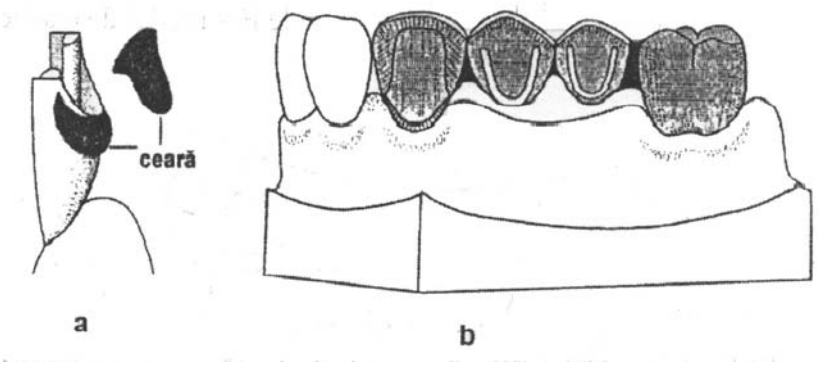


Fig. 8.10. a- Marginea incizaia, respectiv suprafaţa ooluzaia a intcmicdiarilor sc modeleaza funcţional din ceară. Tot din cearâ se realizează şi consolidarea orală a corpului de punte. b, Realizarea machetei schclctului mctalic al unei mactiete din elemente prefabricate (106).

într-un studiu din 1992 efectuat de către Erpenstein şi colab (33), m care au fost urmâriţi 403 **pacienti asiguraţi** din Germania care aveau **298 proteze parţiale flxe** , după cinci ani au mai fost funcţionale 89,4%, după zece ani 74,7% iar după 15 ani 60,4%. Atunci când vorbim despre longevitatea restaurârilor protetice fixe trebuie să ţinem cont de mai mulţi factori:

• o protezâ parţială fixâ, cu doi stâlpi are un prognostic mai bun decât una cu mâi multi sau cu un singur stâlp;

• cu cât pacientul este mai în vârstă, cu atât longevitatea restaurăriî fixe este mai mică;

• cu cât mtennediarii sunt mai mulţi, cu âtât durata de funcţionalitate a restaurării este rnai scurtă;

• factorii de risc la maxilar sunt cu ceva mai crescuţi (1,36) faţă de mandibulâ (1);

• factorii ce ţin de realizarea scheletului metalic (aliaj, ambalare, topire/tumare etc.)

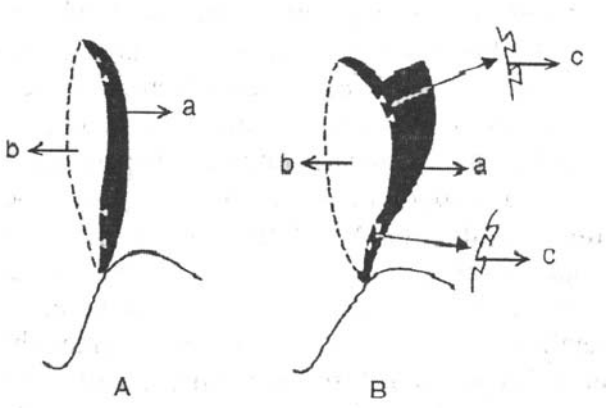


Fig- 8.11 - Sectiun? (îrinir-un corp de punte mixt A – zona frontală,B - zonâ de sprijin : a - scheletul metalic, b - placajul. c - macroretenţii practicate în scheletul metalic pentru retenţionarea ! materialului de placaj polimeric sau compozit (106).

influenţează longevitatea

• factori ce ţin de placaj (cu precădere de cel ceramic) pot şi ei la rândul lor influenţa longevitatea restaurârii.

Vom detalia m cele ce urmează ultimii doi factori, deoarece cel mai mare procent de insuccese, eşecuri y stări conflictuale sunt generate de către ei. Indiferent de materialele folosite la placare, desprinderea parţialâ sau totală a placajului de pe scheletul metalic rămâne cel mai neplăcut incident şi creează medicului daune materiale şi/sau cel puţin morale. Accidentele la interfaţa celor două materiale dar şi fracturile scheletului sunt alte evenimente neplăcute.

Fisurile şi fracturile placajelor sunt de cele mai multe ori urmarea deformărilor elastice excesive de la nivelul scheletului metalic. De aceea medicul trebuie să acorde o atenţie deosebită conceperii **intermediarilor.**

Solicitările elastice de la nivelul scheletului metalic al corpului de punte pot fi comparate cu comportamentul unei tije metalice, cu lungime **1,** lăţime b şi înălţime **h,** la mijlocul câreia

actionează o forță F (fig. 8.12.). încovoierea maximă y se calculează cu formula:

$$y = \frac{F\ l^3}{4\ E\ b\ h^3}$$

unde E = modul de elasticitate

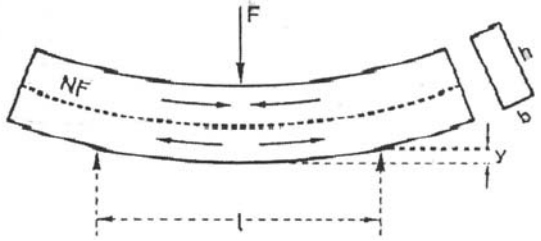


Fig- 8-12. Schema testului la îneovoiers ps <? travee de proba cu secțiunea b h (,73)

Prin acțiimea fortei, aplicată pe fața superioară a traveei de metal apar **solicitări de presiune,** lar pe fața inferioară **solicitări de tracțiune.** La mijlocul probei se află o zonă neutralâ, lipsită de ten5mni. Rezistența la compresiune a ceramicn este evident mai mare decât rezistența la tracțiune, de aceea trebuie sâ ne concetrăm atenția îndeosebi la fața inferioarâ a probei, acolo unde apar solicitârile de tracțiune. Dacă la acest nivel forța de tracțiune depâşeşte rezistența la tracțiune a ceramicii, va apare fractura acesteia. (fig. 8.12.).

0 importanță deosebită asupra comportamentului elastlc al intermediarilor o au şi **dimensiunile** !ur. Astfel, la maxilar, m cazul unei restaurări de pe canin pe molarul doi, lungimea corpului de punte va fi de aproximativ 24 mm, iar diametrul V-0 de 7 mm la nivelul premolarilor, respectiv de 10 mm la nivelul molarului prim superior. Secțmnea scheletului metalic al restaurării va avea astfel înălțimea (h) de 4 mm şi lâțimea de de 2 mm (b). **Stratul de ceramică pe suprafața inferioară trebuie, să aibe o grosime de 2 mm şi nu de 1-1,5 mm** cât îl fae mulți tehnicieni din țara noastrâ. Această conformare la Utl modul de elastieitate E (dat al aliajului), pare a fi optimâ, deoarece în urma acțmnii unei forțe ocluzale F solicitarea la tracțmne pe suprafața infcrioră a placajului ceramic trebuie să fie sub valoarea critică care

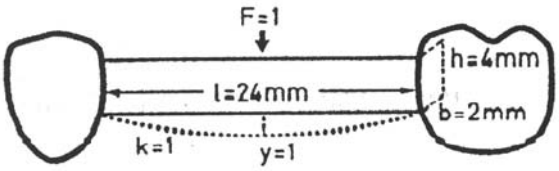


Fig. 8.13. încovoierea intermediarilor cu lungime de 24 mm în unna au^iunii unel forțe oduz.alc. F forța ocluzală, y - încovoierea maximâ. k - îndoire. (73)

determină apariția fisurilor m acest tip de placaj (fig. 8.13.).Dacă mtermediarul are o lungime de jumătate din cea maxim acceptată, în aceleaşi condiții, încovoierea maximâ va fi de 1/8 din încovoierea inițialâ (fig. 8.14.a). în mod analog, se presupune ca şi prin reducerea la jumătatc a înălțimii scheletului metalic al intermediarilor încovoierea maximă va fi de 1/8 din cea inițială, farâ sâ influențeze negativ rezistența placajului ceramic (fig. 8.14.b).

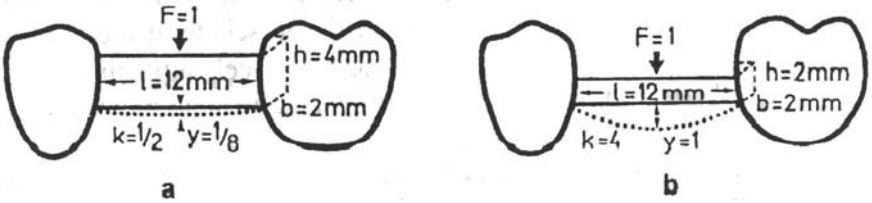


Fig. 8.14. a. încovoierea maximâ a intermediarilor cu o lungime de 12 mm, sub acțiunea fortei ocluzale F; b. încovoierea maximă a iinui intermediar a cărui schelet metalic are o înâlțime de 2 mm, sub acțiunea aceleaşi tbrțe ocluzale F; F - forța ocluzală; y - încovoierea maximă; k - îndoire.

Chiar şi în aceste condiţii, care par optime, poate apare fractura masei ceramice deoarece tensiunea maximă la tracţiune nu depinde de încovoierea maximă, ci de gradul de îndoire k, care se poate calcula cu formula:

$$k = \frac{3\ F\ l}{E\ b\ h^3}$$

Gradul de îndoire, la aceeaşi încovoiere maximă, dar la o lungime pe jumătate este de patru ori mai mare (fig. 8.15.). în această situaţie, fractura ceramicii este inevitabilă. Se impune astfel (dacă lungimea este redusă la jumătate) fie scăderea înălţimii scheletului *nieîalic* la 3,17 mm (de la 4 mm), sau reducerea la jumătate a lăţimii acestuia (fig.8.16.)

Dacâ dm motive estetice se creşte grosimea stratului de ceramică, creşte distanţa dintre zona neutrală şi marginea mferioarâ, respectiv la acelaşi grad de îndoire creşte tensiunea de tracţiune (flg. 8.17.). Din observaţiile expenmentale anterioare se pot trage următoarele **concluzii pr^ctice;**

- **scheletul metalic poate fi placat pe toate feţele** doar dacă există un spaţiu sufîciânt între creasta alveolară şi antagonişti (flg,8.18.a);
- **dacu spatiul este mai mic prin lătime** dar, deoarece astfel o igienizare optimâ devine imposibilă se recomandă placarea scheletului metalic doar pe două suprafeţe. La mandibulă, de regulă, va rămâne neplacată baza corpului de

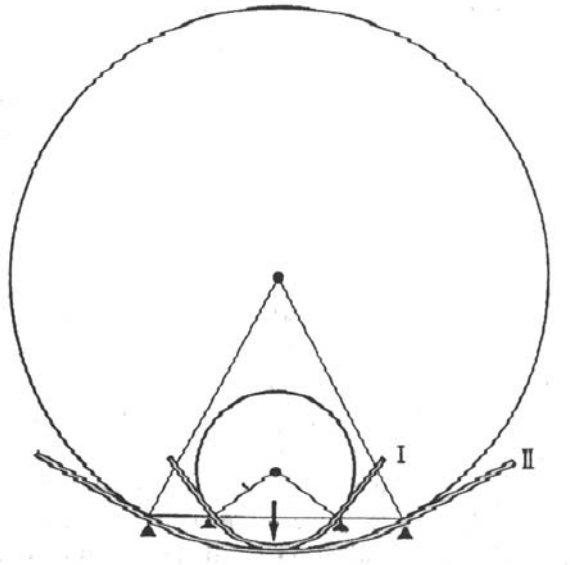


Fig. 8.15. Prin reducerea la jumătate a lungimii, gradul de îndoire creşte de 4 ori

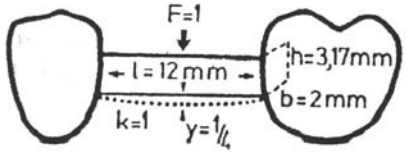


Fig. 8.16. încovoierea intermediarilor cu o lungime de 12 mm şi o înălţime de 3,17 mm a scheletului metalic, şub acţiunea forţei ocluzale F. F - forta ocluzală, y - încovoierea maximâ, k- indoire

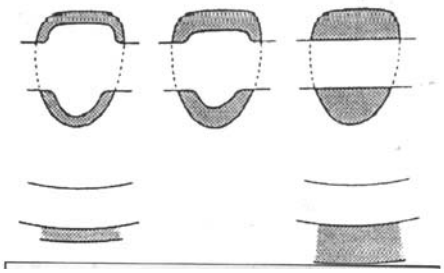


Fig. 8.17. Prin crcşterea stratului de ceramit-a creşte şi distanta de la zona neutrala, respectiv tensiunea de tractiune, la aceeaşi îndoire,

punte iar la maxilar se va alege între suprafaţa bazală şi cea ocluzală (fig. 8.18.b);

- **dacă spaţiul este şi mai redus, se va placa cu ceramică o singură suprafaţă,**

respectiv cea vestibulară la maxilar şi cea ocluzală la mandibulă (fig. 8.18. c) dacă spațiul nu permite decât realizarea dimensiunilor optime pentru scheletul metalic, acesta nu va fî placat de loc;

în nici un caz **nu se recomandă scăderea dimensiunilor scheletului metalic,** pentru a putea obține o grosime optimă a stratului de ceramică, deoarece intermediarii se fracturează;

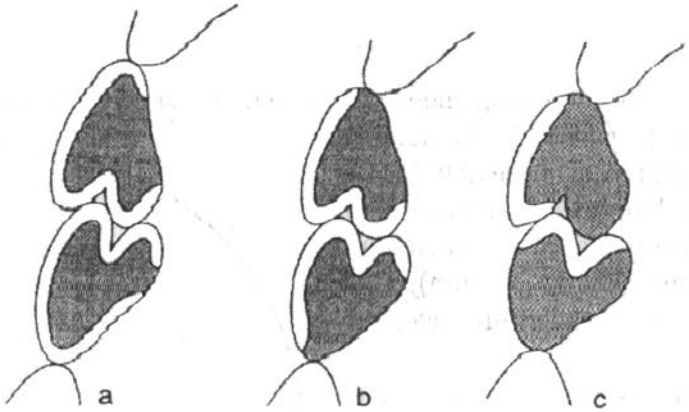


Fig. 8.18. Posibilitâțile de placare ceramicS ale scheletului metalic, în funcție de spațiul avut la dispoziți?;a. placarea a trei SUprafețe; b. placarea a două suprafctc; c. placarca uncl singurc suprafcțe

» la lungimi reduse, tfebuie evitată conformarea prea gracilâ a corpului dc punte;
• stratul de ceramică este de dorit sâ aibe o grosimc umfbrmă pe toate suprafețele;
• dacă se impun dimensiuni diferite ale stratului de ceramică, grosimile mai mari trebuiesc realizate doar m zonele de presiune.

De multe ori se afirmâ câ nu poate fi comparat un test **in vitro** la care punctele de sprijin sunt rigide cu **stâlpii naturali** care prezintâ o anumitâ rezilienţâ parodontală. Pentru rezistențele la încovoiere carc se impun, încovoierea maximă abia depâşeşte o valoare de 0,05 mm, ceea ce determină o deplasare similarâ a apexului rădăcinii, dimensiune care se înscrie în lățimea spatiulm periodontal (fig. 8.19.)

Dacâ dezideratele de mai sus se respectă, atunci fractun la nivelul scheletului metalic al unei restaurări metalo-ceramice nu ar trebui să se producă. Totuşi, în practica curentâ ele apar uneori, datorită unor erori de conformare, îndcosebi atunci când legătura intermediarilor cu scheletul elementelor de agregare este subdimensionată de către tehnician, situații care trebuiesc evitate cu orice preț.

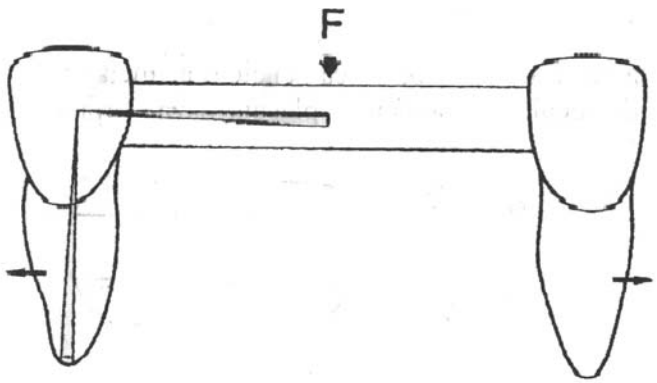


Fig 8.19. Gradul de îneovoiere a unui corp de punte rigid sub acțiunea unei forțe ocluzalc F, nu este modificat esențial de rezilienţa parodontalâ a dinților stâlpi.

Intermediarii micşti pot îmbrâca designuri diferite. De-a lungul anilor au fost descrise mai multe tipun care au apărut fie datorită imaginaţiei autorilor, fie progreselor facute pe tărâmul unor materiale de placaj (casete cu fațete, cupe, bare cu bonturi etc.) sau datorită acumulărilor de placă, dezavantajul etem care se impută restaurărilor fixe de tipul protezelor parțiale fixe.

8.3. RAPOARTELE INTERMEDIARILOR CU CREASTA EDENTATĂ

Nu există reguli precise după care să se contureze intermediarii. în materie de design este dificil sâ fii dogmatic. Există totuşi două reguli de bază:

a. Contactul cu ţesuturile moi trebuie să fie minim;

b. Trebuie asigurat un acces maxim pentru igienizare.

Spre deosebire de restaurârile protetice unidentare, cum ar fi o coroană de înveliş, protezele parţiale fixe au o influenţa cu mult mai mafe ââupra ţesutunlor mconjurătoare. Nu este vorba doar de solicitările care sc exercitâ asupra parodonţiului de susţinere a dinţilor stâlpi. Trebuiesc avute m vedere toate structurile care mărginesc zona edentată: limbă, obraji şi creastâ reziduală. Intermediam trebuiesc să restabilească funcţia dintclui pierdut, pe care-1 înlocuiesc, sâ fie confortabili, sâ aibâ aspect estetic şi din punct de vedere biologic să fie toleraţi de ţesuturile din jur.

• Este esenţial ca pfoteza parţială fixă să aibă o anumitâ rigiditate, deoarece asupra ei se exercitâ multiple solicitări. Această eerinţâ este condiţionatâ de scheletul metalic, care trebuie să aibâ un volum corespunzător. Condiţia este foarte evidentă la restaurările metalo-ceramice. Uneori se fac concesii la grosimea scheletului metalic pentru a satisface cerinţele estetice.

Proteza fixă trebuie să asigure ambrazuri interproximale largi, atât pe faţa orală, cât şi pe cea vestibulară. Ele vor agigura lăcaşul necesar pentru papila interdentară. în acelaşi timp ambrazurile asigură condiţii de igienizare adecvate, fără de care ţesuturile se vor inflama inevitabil, Chiar în condiţiile unor ambrazuri de fbrmâ adecvată şi igienâ foarte bună se pot produce hiperplazii ale papilelor interdentare.

In zona frontală imperativele estetice sunt pe prim plan. Ca urmare accesul pentru igienizare poatc fi sacrificat. Trebuie să fie reprodusâ forma dinţilor naturali. Exigtâ totuşi speranţa câ în această zonă accesul pentru igienizare este mai bun şi placa bacterianâ poate fi îndepărtată.

în zonele laterale este posibil să se devieze de la forma naturală a dinţilor şi intermediarii să fie astfel conformaţi încât să permitâ o bunâ igicnizare.

Pentru a putea înţelege design-ul intermediarilor dintr-o proteză fixă trebuie avute în vedere următoarele vanabile:

1. Limgimea, lăţimea şi înâlţimea spaţiului edentat;
2. Forma crestei edentate;
3. Starea ţesuturilor moi ce acoperă creasta edentatâ;
4. Pretenţiile estetice ale pacientului (doleanţele).

în cadrul acestor variabile se înscriu cerinţele formulate mai sus: asigurarea confortului, a sprijinului, esteticii şi acccsului pentru igienizare.

In ceea ce priveşte posibilităţile de menţinere corespunzătoare a igienei, alegerea designului corpului de punte este mult mai importană decât materialul din care el va fi realizat. Pentm ca proteza parţială fixă să asigure condiţiile de igienă şi neutralitate faţă de ţesuturile moi este necesară crearea unei anumite rnorfologii a intennediarilor, deosebită de cea a dinţilor naturali.

Irving Glicman, încă dm 1974 (40) a enunţat condiţiile pe care trebuie să îe îndeplinească intermediarii m general, condiţii valabile şi astâzi:

- să fie estetici;
- să păstreze raporturi ocluzale favorabile cu antagoniştii;
- să înlocuiască funcţiile dinţilor pe care-i înlocuiesc;
- să fie conceputi şi elaborați pentru a nu reține resturi alimentare şi placă dentară;
- să permită un acces maxim pentru asigurarea unei igiene corespunzătoare;
- sâ respecte ambrazurile crevicale;
- să dea impresia câ **dintele iese din gingie";**
- sâ respecte aliniamentul coletelor şirului dentar.

Cu alte ('uvitite respectarea acestor condiții conduc la realizarea unei **„proteze estetice şi comfortabile".**

Seibert şi Salanna (96) ca şi Garber şi Rosenberg (38), după perioade remarcabile de experiențe clinice afirmă că pa^ienții preferâ yi apreciază intermediarii carfc se âscamână cu dinții naturali.

Contururile din jumătatea cervicală a fețelor vestibutare nu vor fi identice cu cele ale dinților înlocuiți şi mci cu cele ale dinților restanți învecmați (fig. 8.20.a). Dacă nu este respectatâ această regulă, fețele vestibulare ale dinților corpului de punte vor fi prea înalte şi vor scoate în evidență artificialul (fig. 8.20.b). în această situație se poate recurge la reducerea muchiei vestibulo—mucozale a intcrmediarilor cu rezolvarea esteticii, dar cu compromiterea igienizării (fig. 8.21. a). Soluția optimă este modificarea morfologiei de bază a conturului vestibular al intermediarilor, şi anume a curburii din jumătatea cervicală a fetei vestibulare (fîg.8,21,b).

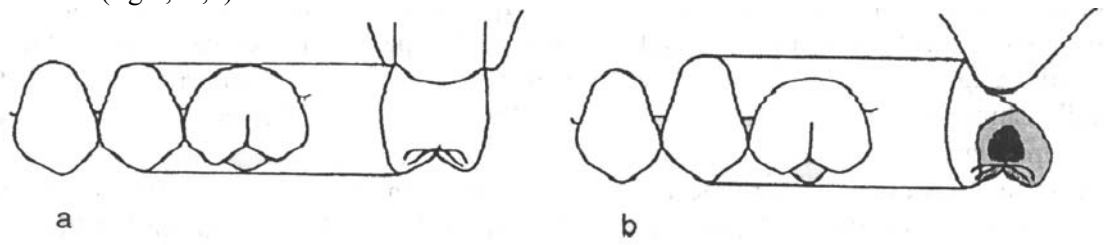


Fig. 8.20. Designul intermediarilor: a- aspect vestibular şi proximal al conturului unui premolar secund maxilar; b - resorbția postextractionala a crestelor şi încercarile de a realiza un intermediar identic cu dinții naturali vor duce la obținerea unor intermediari prea înalti. Aria hagurata reprezinia contururilc dinților şi ale țesuturilor parodontale pres^tracționalc. (93)

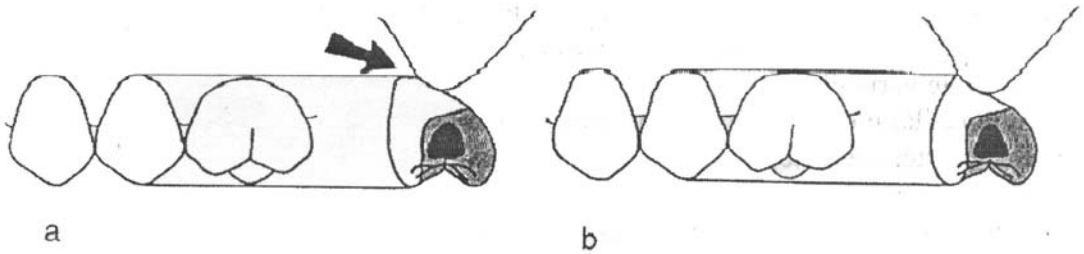


Fig. 8.21. Designul intermediarului: a - scurtarea muchiei vestibulo-mucozale, rezolvă aspectul artificial de prea înalt al intermediarukii, însă duce la apariția unui surblomb retentiv; b - modificarea conturului vestibular în porțiunea „apicala"intermediarului rezolvâ atât problema înălțimii, cât şi pe cea a igienei. (93)

Forma şi modalitățile de contact ale mtermediarilor protezelor fixe cu crestele alveolare sunt foarte importante. Presiunile excesive asupra mucoasei crestei alveolare cu apanția unor leziuni consecutive şi dureri nevralgiforme constituie tot atâtea eşecuri ale terapiei de restaurare cu proteze fixe. Exigtă un acord quasigeneral asupra formei corpurilor de punte m vecinătatea crestelor, cât şi a faptului că între acestea şi creste este de dorit existența unei pelicule (film) de salivă.

In general, **intermediarii** ar trebui sâ fie **convecşi în toate sensurile,** similar suprafeţelor axiale ale dinţilor naturali. **Suprafeţele convexe oferă o posibilitate de igienizare foarte bună,** la nivelul lor nu se depune placă bacteriană, şi datorită faptului câ pot fi lustruiţi foarte bine, fiind accesibile din toate sensurile (fig. 8.22. a). Contrar acestora, suprafeţele concave pot prezenta defecte de lustruire, fiind greu accesibile în anumite zone şi, deci, dificil de igienizat (fig. 8.22. b),

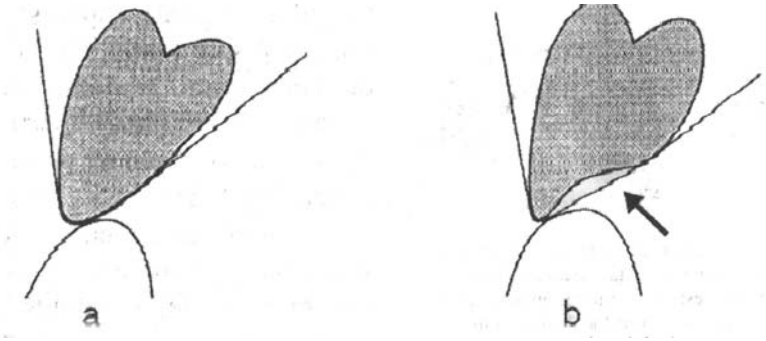


Fig. 8.22, Designul intcrmcdiarilor: a. Intermcdiarii cu suprafeţc convcxc pcrmit o igienizare corespunzatoare; b. Zonele concave ale intermediardor sunt dificil de igienizat.

In tehnologia protezelor fîxe pe^sistâ încă ideea greşitâ a gravării modelului de lUCru (în ZOna crestei fîrientatft) pentni a obţine o adaptare mai bună muco-protetică. Rezultatul este câ la scurt timp de la inserare pot apare reacţii inflamatorii deoarece placa dentarâ nu mai poate fi îndepărtată. Desigur, concepţiile de elaborare ale unui corp de punte diferă m funcţie de topografia zonei de restaurat. In zona frontală predomină exigenţele estetice iar m zonele de sprijin cele biomecanice şi profîlactice.

Concepţhle de elaborare ale designului intermediarilor au două origini. Prima estc a **intermediarului care imîtă morfologia coroanei naturale** (acoperâ creasta pe o arie largâ, având 0 fomiă COncavă^ 0 igienă COrespunzatoare fiind aproape imposibil de întreţinut) şi a doua cea a **intermediarului modificat,** cu suprafeţe convexe, cu raporturi segmentare faţă de creagtă care oferâ un acces mai mult sau mai puţin uşor pentru o igienâ corectă (fig. 8.2 la., flg. 8.22b).

După cum se va vedea în cele cc urmcază de—a lungul anilor (şi chiar în prezent) au avut loc dispute acerbe asupra conceptului de elaborare a intermediarilor. **PPF** cu intermediari care imitâ coroanele naturale şi **corpurile de punte intramucoase** au fost **abandonate** în favoarea **restaurărilor fixe supramucozale** şi **juxtamucoase** m semişa sau ovoide (107, 108).

Restaurările protetice fixe intramucoase revin însă m actualitate (28), la ora actualâ ele având mai mulţi adepţi, dar şi opozanţi (72, 89 etc.) carc susţin că dcstul de repede (câteva luni) se instalează o inflamaţie cronică a peretelui alveolar şi ulterior o alveoliză importantă.

In general există un conscns general asupra corpurilor de punte; **„starea de sănătate gingivală primează asupra fizionomiei".**

Cât priveşte contactul intermediarilor cu creasta, o suprafaţă prea întinsă de contact reprezintă unul dintre cauzele eşecurilor restaurărilor fixe . Totuşi sunt situaţii clinice când rapoartele în suprafaţă dintre intermediari şi crestele edentate trebuie să fie întinse. în aceste situaţii se apelează la proteze partiale fixe mobilizabile (restaurări care pot fi mobilizate de pe câmpul protetic pentm a fi igienizate).

Este important atât tipul cât şi suprafaţa contactului corpului de punte cu creasta edentată. 0 suprafaţâ prea întmsâ a contactului dintre intermediari şi creasta edentată reprezintă unul din motivele eşecului unei restaurări protetice fixe.

Există un consens privind reducerea la minim a acestei suprafeţe de contact, care trebuie să fie cât mai convexă (fig. 8.23. a). Totuşi, când există contact între mucoasa crestei edentate şi

muchia gingivo-vestibularâ a corpului de punte, este indicat sâ nu se lase un spaţiu între faţa mucozală a corpului de punte şi versantul vestibular al crestei edentate pe care îl acoperă (fig8.23.b).

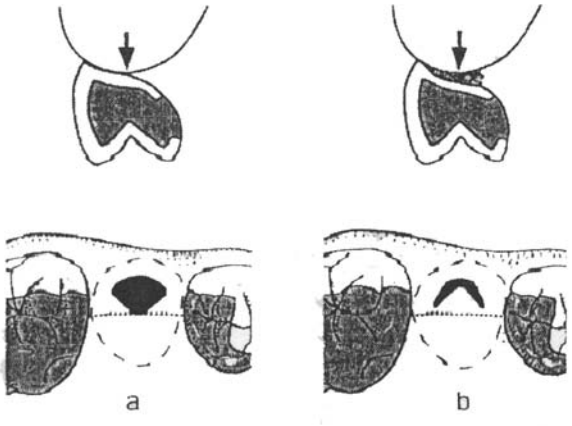


Fig. 8.23. Designul intermediarilor: a— contactele corpului de punte cu creasta se pot realiza în suprafaţă, veatibular dc coroana crestei, mai larg M-D spre vestibular şi îngustându-se spre lingual; b — contactul nu trebuie sâ albă loc doar de—a lungul muchiei vestibulo-mucozale, deoarece apare astfel o zonâ de retenţie sub corpul de punte. (93)

Dacâ muchia vestibulo-gingivalâ a corpului de punte depăşeşte joncţiunea muco-gingivală spre ftmdul de sac vestibular, la locul de contact cu mucoasa mobilâ va apare o ulceraţie (fig. 8.24.a). Corpul de punte trebuie sâ vinâ în contact doar cu mucoasa fixâ, kerati-nizatâ (fig. 8.24.b.).

Intermediarh, chiar dacâ vin în contact cu mucoasa, nu trebuie să exercite prcsiunc asupra crestei edentaie. Reynolds consideră că acest contact trebuie sâ se realizeze prin intermediul unei pelicule salivare şi nu cu mucoasa propriu-zisă (90). Autori ca Schield (92), Roid (91), Walderhaug (119) sugereaza o distanţâ chiar mai mare între intermediari şi creasta edentatâ. Oricum, în Sltuaţia când aceştia nu au iniţial contact cu creasta edentatâ, în timp poate sâ aparâ o hipertrofie a ţesutului gingival din vecinâtate, cu constituirca unui contact ultcnor nedorit.

Observaţii clinice au arătat că poate fi prevenită inflamaţia ţesuturilor moi de sub intermediari prin folosirea, o dată pe zi, a mâtâsii dentare de către pacient m scopul curâţirii suprafeţei sale mucozale. Cu toate acestea adeseori poate apare o **„amprentă"** a corpului de punte în ţesut gingival chiar gi în lipsa inflamaţiei (fapt observat dupa ablaţia punţilor). Riscul de eşec creşte dacă medicul acceptă sâ facâ prea multe concesii pacienţilor care solicită contact m şa.

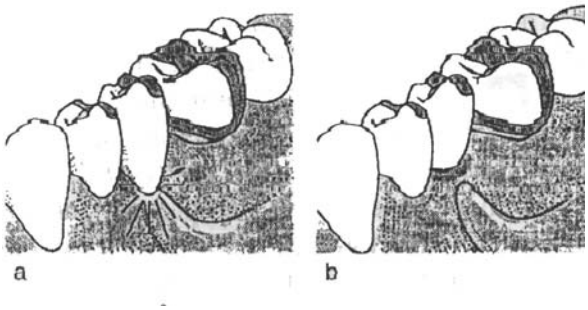


Fig. 8.24. - In cazul în care corpul de punte va avea contact cu mucoaga mobilâ sau cu o bridâ este posibilâ apariţia unei ulceraţii (a); contaetul eorpului de punte trebuie sâ se realizeze în zona de mucoasâ fixâ cheratinizatâ (b). (dupâ 93)

Ambrazurile meziale, dlstale şi linguale ale corpului de punte trebuie să fie cât mai larg deschise pentru a permite pacientului un

acces facil pentru igicmzare, lar contactul cu creasta să fic de aşa rtianic.fă încât să periîlită introducerea mătăsii dentare şi utilizarea ei de la un stâlp la celălalt. După ce puntea este cimentată, pacientul trebuie învăţat sâ **igienizeze piesa protetică, cu periuţe interproximale, mătase dentară şi chiar cu instrumente care se folosesc la curăţirea pipei** (93). Metodele de igienizare depind de accesibilitate şi îndemânarea pacientului.

Pacientului trebuie sâ i se dea timp pentru a învăţa tehnica de igienizare. Trebuie evaluat progresul pacientului m acest sens cu ocazia fiecărei prezentâri la cabinet, el trebuind a fi ajutat să—şi îmbunătătească tehnica. Chiar şi cele mai lustruite zone ale restaurârii trebuie bine curâţate pentm a preveni acumularea de placă bacteriană. Dacă proteza parţialâ fixâ nu este curâţatâ cel puţin odată seara, ţesuturile dinjur se vor inflama.

Restaurările fixe din zonele de maximă vizibilitate trebuie să aibâ m primul rând un efect estetic foarte bun, fară a compromite însă igienizarea. în zonele de sprijin nu este necesar să se

utilizeze materiale şi să se realizeze contumri ale punţii care să confere un aspect asemănător dinţilor naturali, atenţia fiind concentrată asupra funcţionalităţii şi posibilităţilor de igienizare ale restaurării. Intermediarii trebuie să fie **în linie cât mai dreaptă** între elementele de agregare, pentru a evita apariţia mişcărilor de torsiune transmise ulterior stâlpilor.

Intermediarii vor fî uşor mai înguşti m sens **V-0** decât dinţii naturali din două motive: în primul rând pentru a-i putea încadra mai uşor într-o linie dreaptă între cei doi dinţi stâlpi, al doilea motiv fiind facilitarea accesului la igienizarea feţei orale prin reducerea lăţimii restaurării dinspre lingual, respectiv palatinal. Această îngustare a protezei parţiale fixe nu trebuie luată ca literâ de lege, ea aplicându-se de la caz la caz. Ingustarea intermediarilor nu e de dorit dacă prin aceasta apar aberaţii m contactele cuspizi-fose care realizează stopurile ocluzale.

în funcţie de raporturile lor cu crestele edentate există mai multe forme (tipuri) de mtermediari: în fbrmu de **^i. şa modificată** (semişa), cu **raporturi tangenţiale, punctiforme, ovalare, cubice,** intramucoase, intraalaveolare (fig. 8.25).

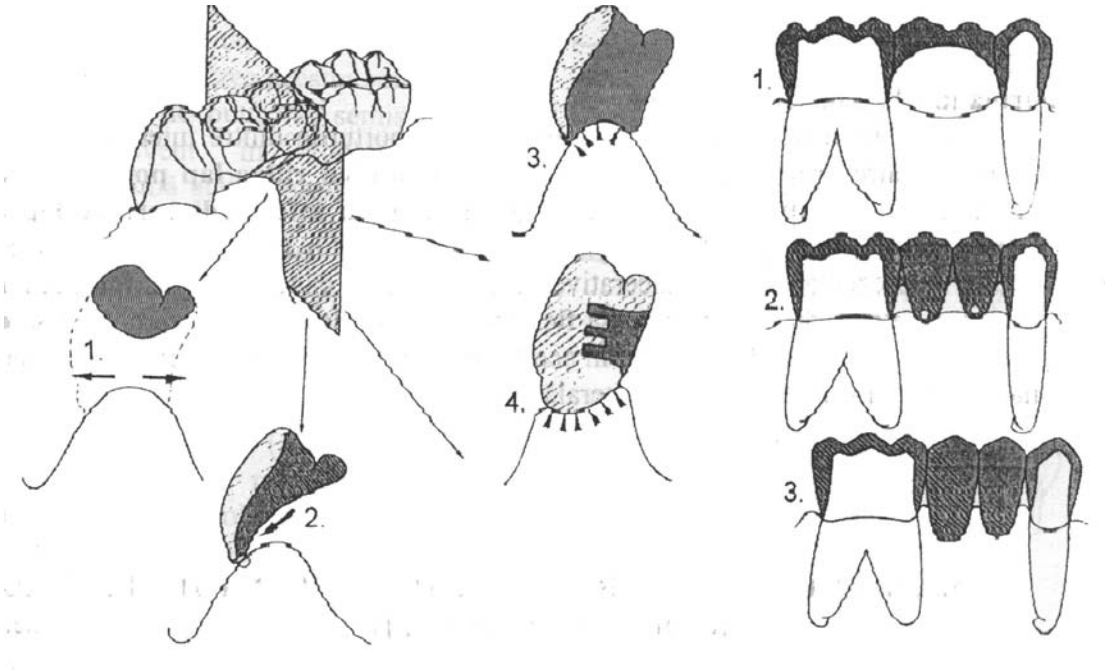


Fig 8 25 Difcritc dcsignurl alc intcnnediarilor: 1. suspendat (supramucos igienic); 2. tangcnţial (.'kproapc punetiform) eare are coiitactc pc lata vestibulară a crestei şi retenţionează alimente; 3. în şa - cu contact mare în suprafaţă, total neigienic; 4. intramucos (cu prelungiri radieulare),

In literatura americană de specialitate sunt descrise trei gmpe fundamentale de design a intermediarilor:

1. Sferoidal sau intermediarul igienic (sanitary pontic)
2. Formă ovoidală
3. Forma în şa, tangent - liniar şi tangent liniar modificat (semişa) Alegerea de către clinician a formei celei mai corespunzătoare se face de obicei m funcţie de criteriile estetice şi igienice.

Formele sferoidală şi igienicâ sunt rezervate de obicei pentru mandibulă, aspectele igiemce fiind pe prim plan în zonele laterale. Forma sferoidală poate fi folosită şi în regiunea mandibulară frontală.

Formele ovoidale, tangente linear şi tangent modificat sunt toate estetice ca aspect şi sunt

rezervate arcadei maxilare, după cum forma suspendată este cea mai potrivită pentru zona laterală mandibulară.

Intermediari sferoidali sau igienici

Termenul **sferoidal** sau **igienic,** ca formă a intermediamlui, a fost interpretat variat de către clinicieni. Explicația rezidâ în multiplele demimiri care se refereau la aceeaşi formă de bazâ şi care se deosebeau prin mici particularitâți ale designului. Câteva din aceste dcnumiri; **sferoidală, sferoidală modificată, m formâ de ou, în formă de inimă.** Contuml lor fnnd similar se deosebesc prin raporturile pe care le stabilesc cu coama crestei reziduale.

Intermediariil igienic sau suspendat nu are contact cu țesutul gingival. Deşi este forma care asigură accesul ideal pentru igienizare, din motive estetice, fonetice şi subiective ale pacientului, nu se indică în regiuni care sunt critice din punct de vedere estetic. **Intermediarul m şa (ridge lap)** şi **semişa (modified ridge lap)** sunt comparabile deoarece niciodată nu au contact cu SUprafața ovalâ a crestei edentate. Se dosebesc prin faptul că **„ridge lap"** realizează un contact tisular pe suprafață mai mare şi o mai mare tendință de formare de coneavitâți la suprafața de contact. **„Modifîed ridge lap"** este turtit sau uşor convex în toate zonele de contact tisular.

Forma idealâ a intermediarului

Articolul clasic al lui Stein (107) cu privire la raporturile dintre intermediar şi creasta reziduală a fost printre primele care au pledat pentru **modiHed ridge lap pontic.** Concluziile automlui s-au bazat pe experimente clinice. **Proteze fîxe cu intermediar ridge lap** au fost cimentâte tcmporaf la nouâ pacienți. Dupâ 10 zile la 90% dm pacicnți mucoasa subjacentâ intermediamlui a prezentat leziuni ulcerative, care au fost exacerbate de folosirea mătăsii dentare. Designul mtermediarului trebuie să fîe propice inâsurilor de igienizare, care să elimine eficient placa bacterianâ şi produsele sale. în acest sens, forma suspendată (intermediarul igienic) este cea mai potrivită formă pentru zona laterală.

8.3.1. INTERMEDIARI ÎN ŞA (CLASIC SADDLE, RIDGE LAP PONTIC)

Interrnediarii în şa au un design foarte asemănător cu cel al dinților naturali (fig. 8.26). Ei realizează un contact larg cu creasta edentată, obliterând ambrazurile vestibulare, linguale şi proximale. Nunicle provine dc la faptul că încalccă atât vcrsantul vestibular cât şi pc ccl lingual al crestei. Un contact **„în şa"** apare oricând este acoperit versantul vestibular al crestei edentate, zona de contact extinzându-se către lingual, fiind depâşit doar vârful crestei edentate (Fig. 8.26.b). Intermediarii cu acest tip de contact sunt imposibil de igienizat la nivelul suprafeței mucozale, indiferent de mijloacele de igienizare, tehnica şi îndemânarea pacientului. Acest tip de intermediari produc reacții inflamatorii tisulare şi nu ar mai trebui utilizați. **Totuşi uneori** se mai **întrebuințează cu precădere în zona frontală, în situații clinice particulare.** Sunt intermediarii cei mai confortabili pentru pacient, dar acest confort este adeseori de scurtă durată.

8.3.2. INTERMEDIARII ÎN SEMIŞA (ŞA MODIFICATA MODIFIED RIDGE LAP)

Modificările intermediarilor m şa vizează zona orală. Priviți dinspre vestibular aceşti intermediari conferă iluzia unor dinți naturali, în realitate însă prezintă contumri orale mai reduse pentm facilitarea igienei. în general prezintâ dimensiuni mai reduse decât intermediarii m şa, deoarece acoperă versantul vestibular al crcstci, de obicei până la coama (vârful) acesteia. Față de mtermediarii m şa, el reține onează mai puținc rcstun alimentare. Prin formâ şi dimensiune cei ce i-au conceput au realizat un **compromis între restaurarea fizionomiei, fonației şi posibilitățile de întreținere a unei igiene mai bune.** Este de dorit ca suprafața oralâ a acestui corp de punte să fie conformată într-un anumit unghi (fig. 8.27. b). Se poate dpela chiar la procedee chirurgicalc (extirparea unei cantități mici de țesut gingival) pentru obținerea acestui contur.

Corpurile de punte m semişa se utilizează frecvent în zonele de vizibilitate maximă atât la maxilar cât şi la mandibulâ (fig. 8.27.). Zonele de contact cu creasta vor fî confecționate fîe din ceramică, fie dm metal (Fig. 8.28.a, a'). Modelarca trebuie astfel fâcută încât suprafețele lor orale să aibe un anumit unghi de deschidere, altfel retenția alimentelor poate avea loc (fig. 8.28.b).

Mai ales la rşstaurările cu intermediari metalo-polimerici sau cu compozite m semişa metalo-polimerice sau metalo-compozite există o tendință a tehnicienilor de extindere a acestora (chiar şi cu scheletul metalic) dincolo de coama crestei. Acest lucru trebuie evitat, deoarece creează subintrânduri m unghiuri ascuțite 011 posibilitate **de** retenție alimentară (fig. 8.29.).

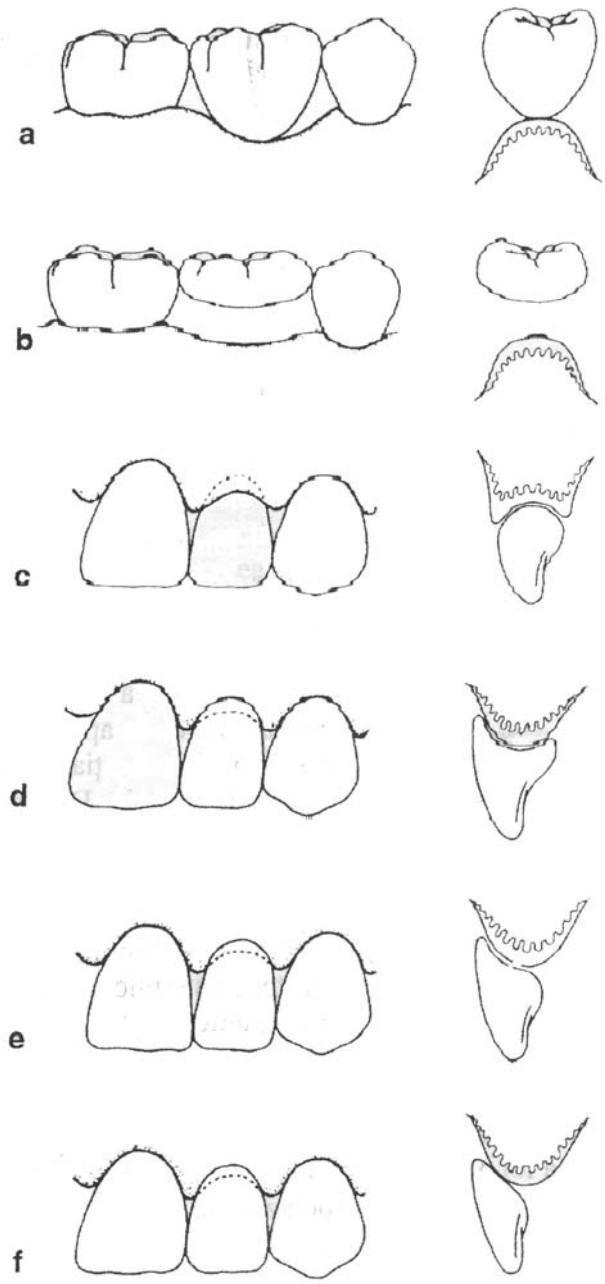
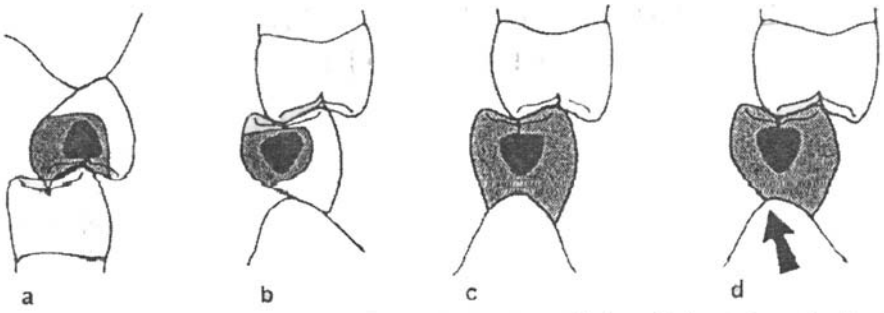
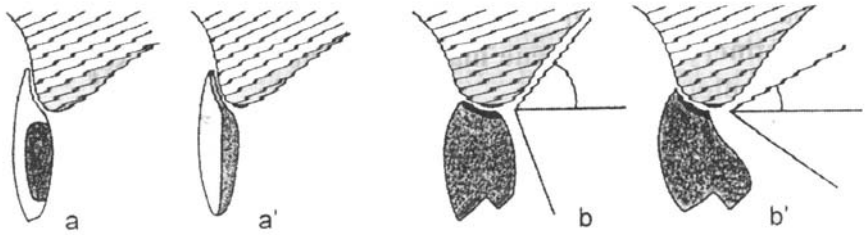


Fig. 8.26. Deslgnul intermediarilor: sferoidal (a);suspendat (b); ovalar (c); în şa (d); semişa (e);semişa modificat tangențial (f).



Fig, 8,27. Intermediari metalo-ceramice în semişa: a- la maxilar; b - la mandibulâ; c - în formâ de şa şi d - formâ de semişa.



Fig, 8,28, Corpun de punt în semişa (schema): a - corp de punte în semişa mctalo-ccramic; a' - mdalo-polimerit'i; b - intermediar în semişa incorect modelat şi b' - corect modclat

8.3.3. INTERMEDIARI CU RAPORT TANGENT LINEAR

Intermediarii cu raport tangent linear au feţele mucozale reduse. Contactul cu mucoasa se face pe versantul vestibular al crestei sub formă lineară, la nivelul coletului intermediamlui (fig. 8.30.). Faţa vestibulară se modelează pentru a realiza o imagnie cât mai individualizatâ â mtemicdiarului, m timp ce faţa orală va fî înclinată într-un unghi de aproximativ 40-50° fiind orientatâ vestibulo-oral, de sus m jos. Indicaţia variază, depinzând de distanţa dintre creastă şi planul de ocluzie. Distanţa mai mare face ca modelarea feţei orale să aibă o înclinare care sâ faciliteze alunecarea alimentelor. Acest tip de corp de punte se practică adeseori m zona de sprijin la maxilar în edentaţiile delimitate de dinţi care au coroane de înălţime normală, crestele edentate fiind de lăţime medie sau mai înguste. Dacâ spaţiul protetic este mic şi creasta lată, acest gen de corpuri de punte nu sunt realizabile. ,

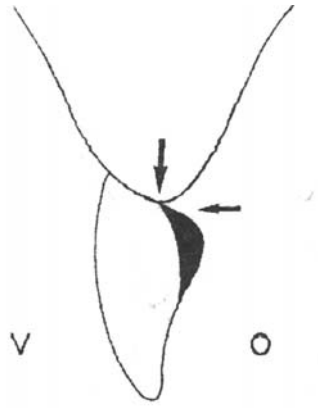


Fig. 8.29. Tendinţa de extensie a scheletului metalic spre oral trebuie evitatâ la intermediarii în semişa.

Corpurile de punte cu tangentă lineară la mandibulă nu seamânâ cu designul celor de la maxilar. Redâm mai jos câteva dintre particularităţile acestora' îngustarea lor **V-0** se face doar când spaţiul protetic este mic;

• reducerea suprafeţelor ocluzale se face m detrimentul cuspizilor linguali de ghidaj;

- în sens **C-0,** suprafața lingualâ se modelează uşor convex, ceea ce le asigură o autocurățire atât prin mişcările limbii, cât şi cu mijloace artificiale;
- suprafața linguală trebuie să fie netedă, farâ şanțun şi fârâ individualizarea mtermediarilof;
- în cazul când corpul de putite este metalo-polimeric sau metalo-compozit, atunci se va adapta la casetele cu fațete care au suprafața ocluzală metalică şi corelete cervicale metalice care evită contactul materialelor de placare cu mucoasa crestei;
- ambrazurile dinspre ekmentele de agregare vor fi cât mai deschise.

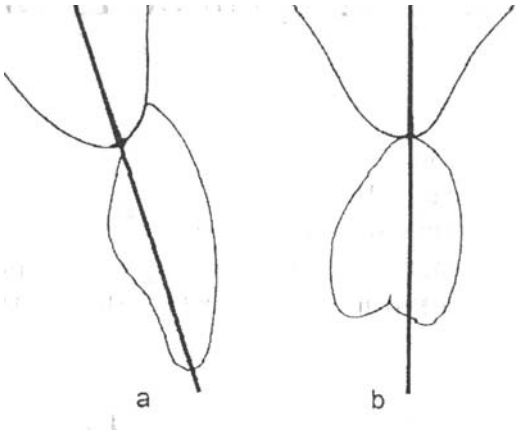


Fig. 8.30. Corp dc punte CU raport tangent linear;a - în zona frontaia; b - în zona de sprijm.

8.3.4. INTERMEDIARII CU CONTACTE PUNCTIFORME

La aceste corpuri de punte fiecare intermediar realizează câte un contact punctiform cu creasta edentatăy mai exact cu mijlocul (coama) crestei edentate (fig- 8.31.) Datoritâ aspectului pe care-1 iau mtermediarii mai sunt cunoscute şi sub numele de **„corpuri de punte conice".** Fețele vestibulare şi orale converg spre zona cervicală, pe secțiune aceşti intermediari având o formă conică. între convexitățile vestibulare şi orale se creează zone de retentie alimentară, destul de greu accesibile autocurâțirii. Ele sunt uneori preferate m zonele de sprijin mandibulare, dar aplicate pe creste late apar ambrazun prea mari care retenționează alinwnte. De aceea indicațiile lor sunt limitate la zone cu vi2ibilitate redusă şi la creste înguste.

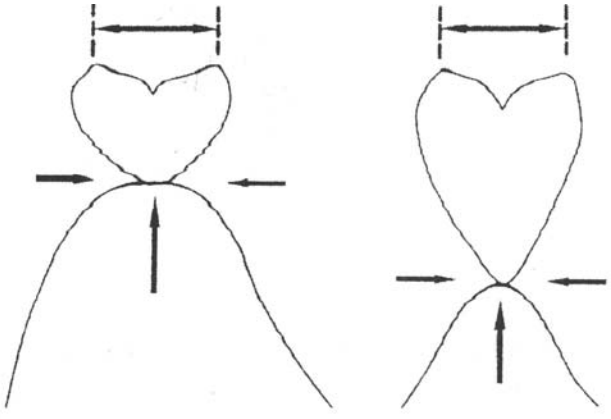


Fig. 8.31. Corpuri de punte cu contact punctiform:a-creastâ lată, spațiu protetic mic, contactul punctiform este greu de obținut şi condițiile de igienă sunt greu de realizat;b - o creastă îngustă asociată cu un spațiu protetic înalt asigură intermediarilor cu contacte punctiforme condiții de igienâ mai bune.

8.3.5. INTERMEDIARI LA DISTANTĂ DE CREASTĂ (SUSPENDAȚI)

în dorinta de a concepe corpuri de punte cât mai igienice^ **ChârifiS WfiSley StaintOH** a imaginat m **1899** un corp de punte la distanță de creastă, cunoscut sub numele de **punte igienică (sanitary pontic)** sau **suspendată** (fig. 8.32.) pe care a denumit-o **„open posterior bridge".** De la început ținem să subliniem că dacă **spațiul dintre baza intermediarilor şi coama crestei nu are cel puțin 3 mm, efectul este invers, puntea devemnd neigicnică,** cu urmări consecutive dintre cele mai neplăcute.

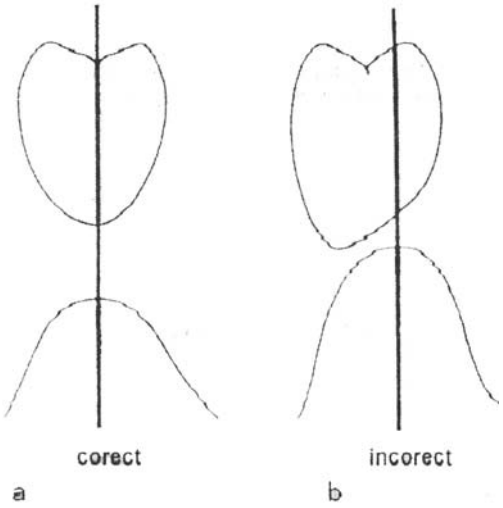
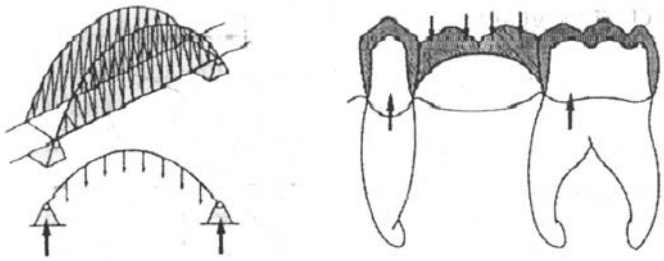


Fig. 8.32. Corpuri de punte la distanțâ de creastâa- corect suspendat; b - distanța de creastâ sub 2 mm şi designul incorect retenționeaza alimente.

Intermediarii suspendați sunt utilizati în zonele cu importanțâ fizionomică minorâ, m special pentru înlocuirea primilor molari inferiori. Rolul lor este de a restaura stopurile ocluzale şi de a stabiliza dinții adiacenți şi antagonişti. Dacă nu se impun condiții fizionomice, pot fi m exclusivitate metalici. Grosimea în sens ocluzo—mucozal a corpului de punte trebuie sâ fie de minim 3 mm rămânând astfel spațiu suficient până la creastâ, pentru a facilita igienizarea. Suprafețele intermediarilor suspendați sunt convexe m ambele sensuri: vestibulo-lingual şi mezio—distal.

Protezele parțiale fîxe suspendate seamână ca prmcipm de realizare cu **podurile rutiere.** Deoarece puntea este curbatâ gpre zona de acțiune a forțelor, se împiedică sau cel puțin se dimmuă încovoierea corpuhli de pUtlte. De asemenea, elementele de agregare vor fi solicitate axial, nefiind supuse la forțe de încovoiere.



Flg. 8.33. Paralelă între punțile dentare suspendate şi podurile rutiere (schema).

Indicația majoră a acestor restaurări fixe este m zona de sprijin mandibulară. Pentru a putea realiza un astfel de corp de punte trebuie să dispunem de un **spațiu protetic de minimum 6 nini** (fig. 8.34. a) **din care 3 mm grosimea corpuluî de punte metalic** şi 3 **mni înălțimea spațiului dintre mucoasa crestei şi baza corpului de punte.** în situația când între vârful crestei şi intermediarii suspendați rămâne doar 0,5-1 mm, indicația lor îsi pierde valabilitatea, acumulările de placă şi resturile alimentare nemaiputând fi îndepărtate (fig. 8.34. b). **Este de dorit ca şi m sens M-D să existe un spațiu sufîcient de cel puțin 10 mm** (fig. 8.34. a).

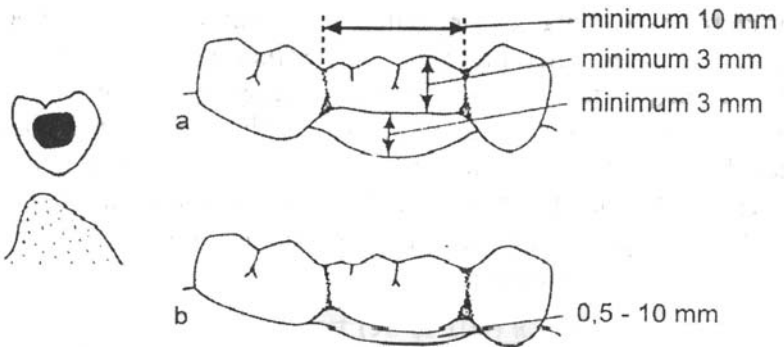


Fig. 8.34.Intermediari suspendați (schemâ): a - corect şi b - incorect.

Realizarea convexă, farâ unghiuri ascuțite a feței mucozale a corpului de punte, permite o utilizare mai eficientă a firelor dentare (fig. 8.35. a). Este mult mai dificil şi ineficient să se manipuleze mâtasea dentarâ pe o suprafață mucozală platâ, cu atât mai mult cu cât muchiile vestibulo- şi linguo-mucozale sunt ascuțite.

A fost sugerat şi un design al intermediarilor cu fața mucozală sub formâ de arcadâ în sens mezio-distal (fig. 8.36. a). Suprafața muco7ală fnnd eonvexă vestibulo-oral^ aspcctul m ansamblu fiind de paraboloid hiperbolic. Acest design permite un acces optim pentm igienizare şi totodată oferă o rezistență mărită la joncțiunea cu elementele de agregarc. Totodatâ este' diminuatâ încovoierea corpului de punte sub acțiunea forțelor masticatorii, chiar dacâ grosimea metalului este minimâ (3 mm), permițând astfel economisirea de aliaj nobil.

0 versiune estetică a accstui tip de design poate sâ se obținâ prin placarea cu ceramicâ a acelor suprafețe care sunt vizibiie: suprafața ocluzală şi întreaga față vestibulară. Acest design a fost denumit de Hood **„corp de punte igienic modificat".** Recomandăm să se placheze în întregime" miezul metalic al corpurilor suspendate, atunci când aceasta se impune şi există un spațiu protetic suficient.

Astăzi, cu toate că multe observații clinice atestâ rezultate excelente, m timp (20-25 ani), intermediarii suspcndați au pierdut teren, pe de o parte din cauza efectului fizionomic (aproape nul), pe de altă parte datorită refuzului pacienților pentru acest tip de intermediari

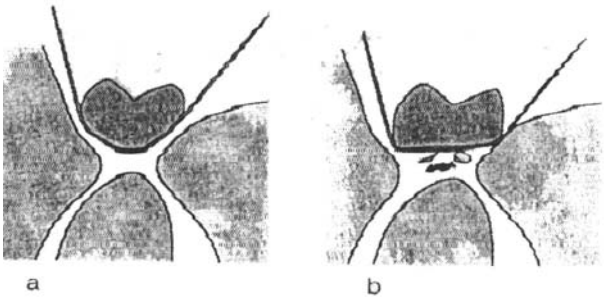


Fig. 8.35. Sllprafețele COnvexe, rotunjite permit o curățire mult mai eficientă cu firul de mâtase (a) decât cele plate cu muchii ascuțite (b). (dupâ 93)

8.3.6. INTERMEDIARI OVOIDALI (SITUAȚI INTRAMUCOS)

Intermediarii ovoidali au un design rotunjit al feței mucozale, fiind utilizați frecvent în zonele unde estetica este prmcipalul obiectiv. Porțiunea dm corpul de punte care face contact cu țesuturile moi este rotimjită, fiind inclavată într-o concavitate a crestei (fig. 8.37 şi 8.38. c). Se

poate igieniza uşor cu mătasea dentară. Concavitatea de la nivelul crestei se poate obține imediat postextracțional prin realizarea unei proteze parțiale fixe provizorii a cărui corp de punte pâtmnde în porțiunea incipientă a alveolei postextracționale, dirijând astfel vindecarea. De asemenea, se poate realiza chirurgical, după vindecarea plâgii postextracționale. Acest corp de punte se adaptează bine la crestele late, creând impresia că emerge din mucoasa crestei. Restaurârile cu astfel de mtermediari imitâ aproape perfect aspectul dinților naturali (fig. 8.31.). în 1970 Leibowitch a propus realizarea unei **râdâcini reduse** din ceramicâ la nivelul mtermediarului care intră în alveola corespunzătoare dintelui extras.

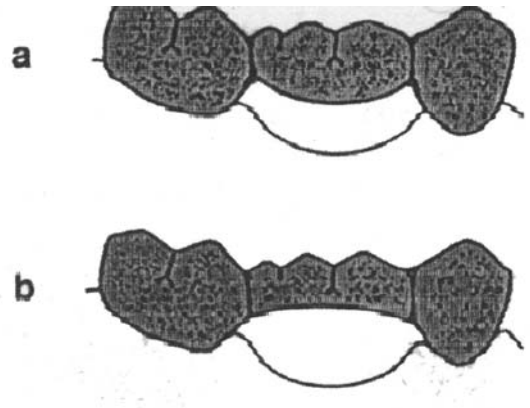


Fig. 8,36, Corpul de punte suspendat;
a - clasii; „în burta de pfțW" şi
b - cel modificat *ds* Hood „în arcadă .

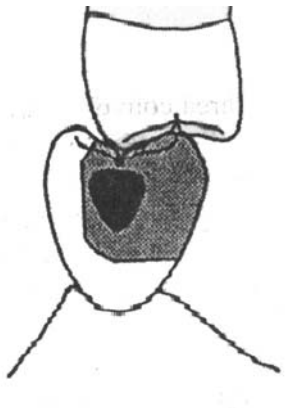


Fig. 8.37. Corpul de punte ovoidal prezima o suprafața mucozala roiunjiia care patrunde într-o coneavitate a crestei

Seibert şi Salama (96) ca şi Garber şi Rozenberg (37) sunt adepții intermediarilor ovoidali pe care-i elaborează după cum urmează:

- **pregătirea bonturilor şi punte provizorie;**
- **grefă de țesut conjunctiv;**
- **modificarea intermediarului(lor) provizorii care primesc o formâ ovoidâ şi pătrund într-o alveolă creată cu o freză m țesutul conjunctiv;** după un timp necesar procesului de cicatrizare se aplică;
- **puntea definitivă.**

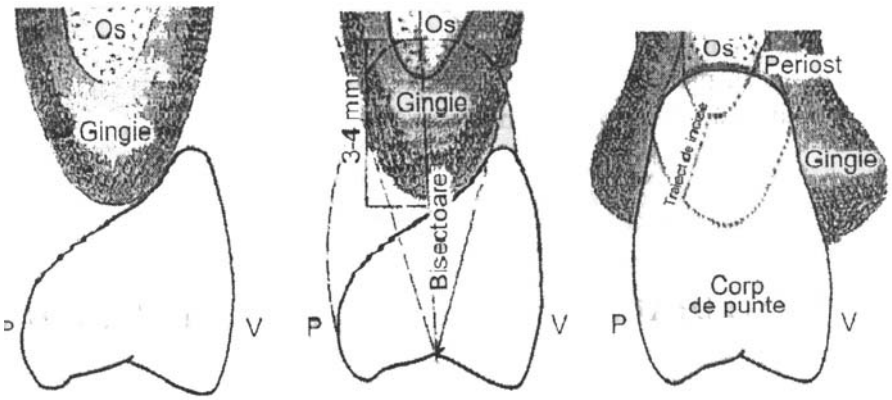


Fig. 8.38. Schema care ilustrează evoluția fbrmelor ideale ale intermediarilor; a- intermediar supramucozal tangent, b - tendința de evoluție spre forma ovoidală; c - intermediar intramucos. (după 27)

8.3.7. CRESTELE BREŞELOR EDENTATE

Creasta oricărei breşe edentate face parte integrantâ din câmpul protetic al protezelor parțiale fixe. De aceea ea trebuie examinatâ cu multă atenție. Mulți ani concepțiile elaborârii corpurilor de punte conform particularităților crestelor a dominat protetica fixă. Există la ora actuală o serie de procedee (de obicei chirurgicale) prin care creasta alveolară se poate conforma pentru un anumit gcn dc intermediari. Siebert (98 şi 100) a împârțit crestele edentate parțial în **trei clase,** în funcție de cantitatea de țesut pierdut (fig. 8.39.)

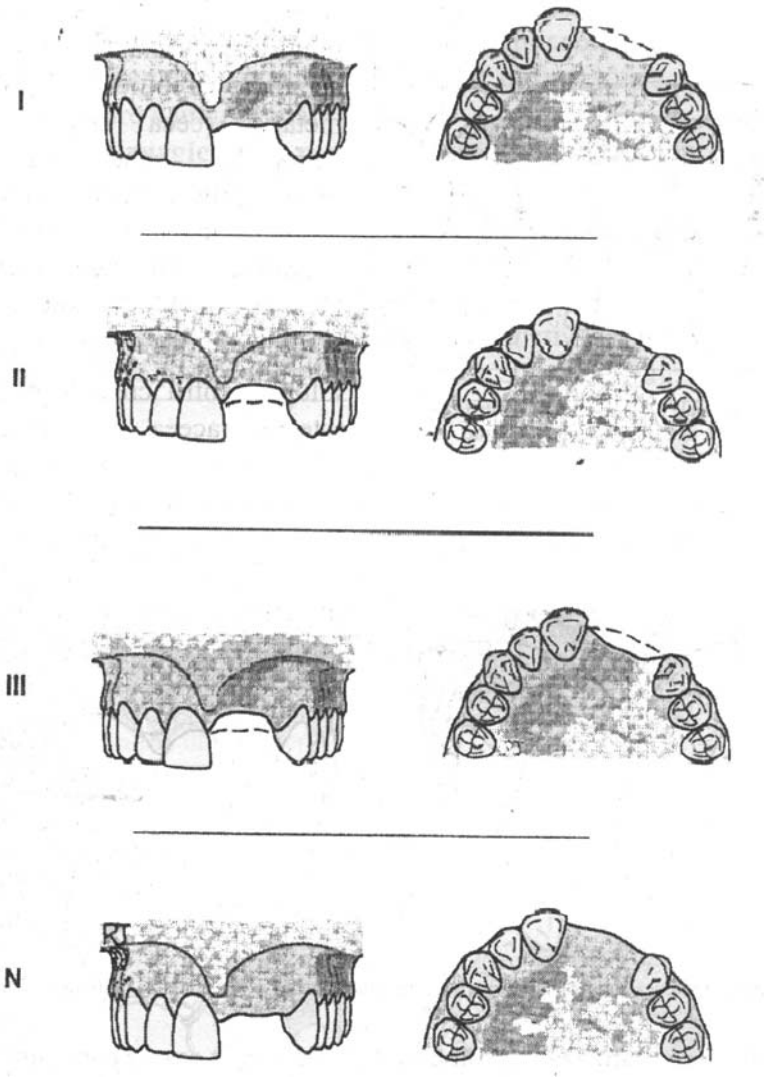


Fig. 8.39. Clasifica-ea crestelor edentate după Siebert (98)

Clasa 1 - pierdere în lățime a crestei edentate, cu păstrarea înălțimh;
Clasa II — pierdere m înălțime a crestei edentate, cu păstrarea lățimii;
Clasa **III** - pierdere atât m înălțime cât şi în lâțime a crestei edentate. La această clasificare se poate adăuga eventual Clasa **IV** reprezentând o creastă cu un minim de modificare în orice sens.

în timp, pentm o serie de practicieni a devenit obişnuinţă sâ modifice chimrgical creasta. Desigur, aceste intervenţii prelungesc durata restaurârii protetice prin proteze fixe şi trebuiesc fiicute cu consimţâmântul pacientului. Sunt situaţii când pacienţii se opun procedeelor chimrgicale şi atunci designul intermediarilor trebuie adaptat la creastă.

în situatia crestelor cu lipsâ mare de substantâ, adeseori suntem obligati sâ renuntâm la ambrazurile cervicale ale corpului de punte. Cunoscute şi sub numele de **„triunghiuri negre"** ele sunt inestetice, nefiind acceptate mereu de pacienţi (fig. 8.40.). **Dezavantajele lor** sunt:**acumulare de placă, reducerea rezistenţei corpului de punte şi imposibilitatea utilizării mâtasei dentare.** Existâ un procedeu dc laborator prin care tehmeknii depun la acest nivel ceramicâ roz pentm a simula prezenţa papilelor gingivale.

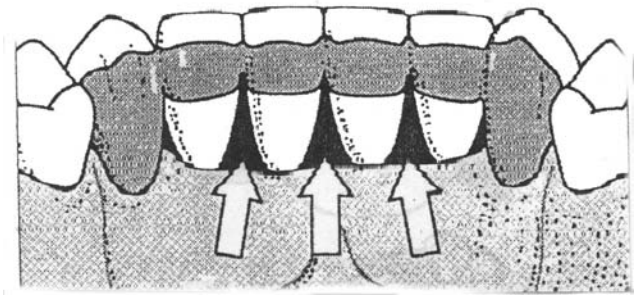


Fig. 8.40. Ambrazurile cervicale ale unui corp de punte în breşa frontalâ mandibularâ, cunoscute şi sub numele de „triunghiuri negre"

Adeseori existâ riscul ca nuanţa „papilelor ceramice" să nu corespundă cromatic cu gingia naturală a pacientului. Papilele ceramice trebuiesc depusc pe un suport metalic (ceea ce reclamâ modificarea designului scheletului metalic), altfel existând riscul fracturârii lor. Dacâ la mandibulă „papilele ceramice" sunt uneori utile; la maxilar msâ, ele nu oferâ constant rezultatele scontate, artificialul apârând adcseori grotesc. O soluţie pentm crestde cu lipsă de substanţâ este şi aceea recomandată de Andrews (fig. 8.41.) care constă m următoarele: două elemente de agregare (pe dinţii ce delimitează breşa) se unesc printr-o bară dreptunghiulară rigidâ care urmâreşte conturul crestei edentate (fig. 8.41. b).

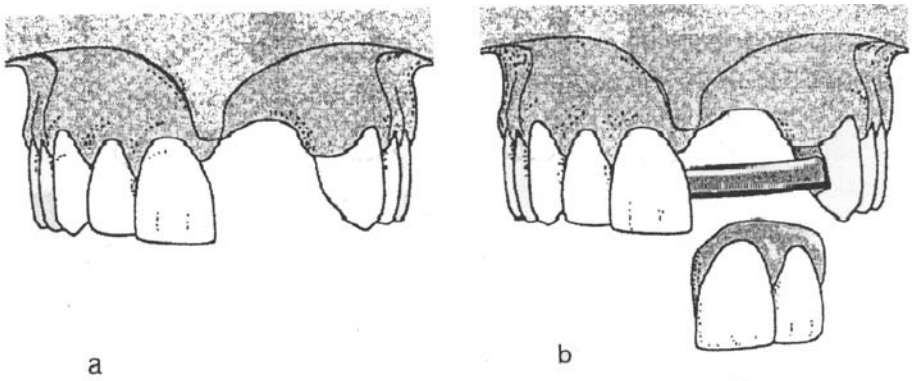


Fig. 8.41. Restaurare protetică compozitâ (hibridâ): a - creasta deficitarâ;
b - restaurarea propusâ de Andrews (dupâ 100)

Pe această bară se realizează un bloc mobil din acrilat roz în care sunt fixaţi intermediarii şi care *SQ* fixează la barâ cu nişte câlăreţi. Chiar şi acest sistem retenţionează placâ şi resturi alimentare, dar poate fi întreţinut şi igienizat. Soluţiile din care se confecţionează prelunginle J polimcrice sau ceramice roz (de mascare a lipsei de substanţâ) la corpul de punte, fără ca acestea **sâ** fie mobilizabile duc la instalarea unor lezmni ale ţesuturilor moi a cârorevoluţie este greu de controlat şi sfârşeşte de obicei prin ablaţia restaurării.

Existâ la ora actuală o serie de procedee chimrgicale prin care defectele de substanţâ (durâ sau moale) de la nivelul crestelor edentate se pot augmenta. Se pot practica grefe subepiteliale şi/sau

mucoase de țesut epitelial sau conjunctiv, dar se pot utiliza şi implante de adiție (țesut osos de la pacient, os bovin granulat, hidroxiapatită, biovitroceramică etc.). Desigur că pentru inserarea unei punți tradiționale este suficientă augmentarea cu țesut epitelio-conjunctiv. Dacâ ne gândim m perspectiva inserârii unor implante se poate apela şi la adiția de materiale dure. **Progresele actuale din domeniul managementului tisular sunt remarcabile.** Se produc azi mcmbrane biodegradabile rcalizate computcrizat, dcgradarea lor fiind controlabilâ. Fiecare tip de țesut reclamâ un anumit grad de porozitate. Noile membrane realizate din polilactide (50%) şi poliglicoli (50%) sunt **impregnate cu BMP* precum şi cu osteoblaste.** Ele permit regenerarea osoasă fară a fi necesare adaosuri de alte materiale de adiție.

La Insbruck m Mai 2000 cu ocazia congresului **^International Tissue Engeneering Meeting"** a fost lansată o **nouă Hlozofie în managementul tisular: „nu mai este la modă medicina pieselor de schimb, ci medicina reconstitutivă locală".**

Tehnicile şi procedeele amintite mai sus nu sunt aplicabile doar m implantologia orală, ele se pretează şi m managementul crestelor deficitare din protetica tradițională, mai ales m perspectiva inserării ulterioare a unui implant.

Câteva procedee chimrgicak de remodelare a crestelor m edentațiile parțiale

In crestele edentate deficitare din **clasa 1 Siebert** se pot obține rezultate bune cu grefe epitelioconjunctive după tehnica Langer, Calagna şi Kaldahl (citați de 93): **o incizie orizontală pâlatinală** (la 1 mm spre apical de marginea gingivală a molarilor, de lungimea breşei edentate) se completează cu alte două incizii verticale (fig. 8.42. a); se decolează **lamboul mucos** până la penost, după care se disecâ şi se recoltează țesutul conjunctiv de pe fața intemâ a lamboului, folosit drept **grefâ** (fig, 8.42. b şi c), după care lamboul se sutureză (fig. 8.42. d).

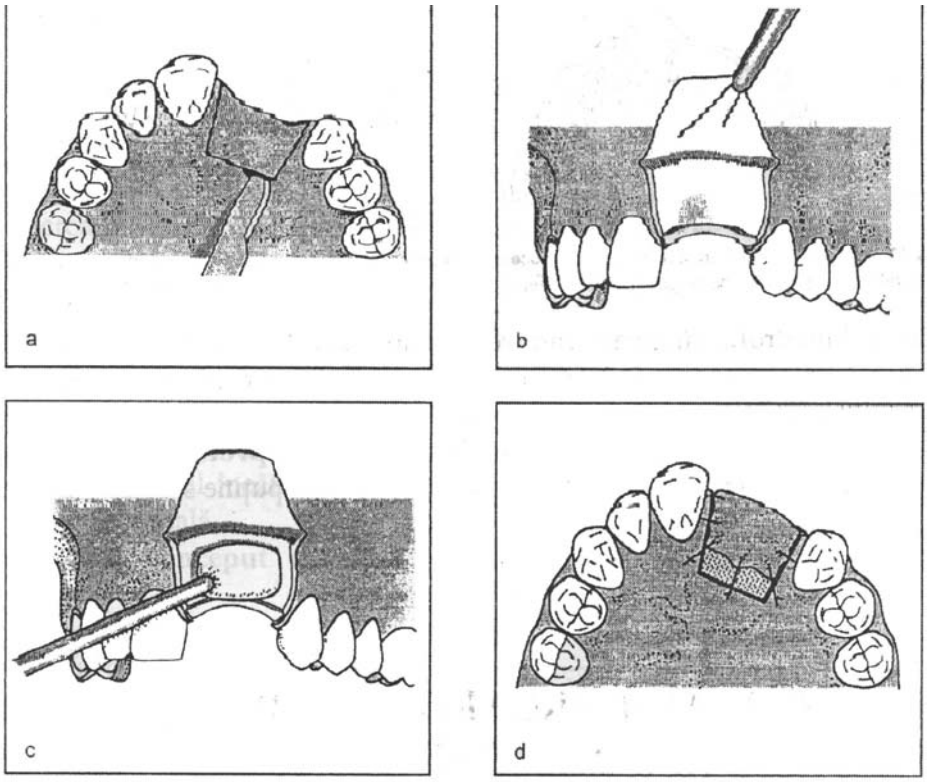


Fig. 8.42. Tehniea grefelor epitelio-eonjunetive: a- ineizia, b - decolarea lamboului, c - aplicarea grefei şi d - sutura lamboului (schemâ dupa 93)

BMP - Bone Morphogenetic Protein

Crestele edentate care fac parte din **clasele a II-a şi a III-a Siebert** nu pot fi rezolvate prin tehnica enunţată. Aceste grefe beneficiază de grefe gingivale libere. Când se face o astfel de intervenţie anestezicul folosit este bine să nu conţină vasoconstrictor, iar anestezia să fie tronculară periferică (în orice caz la distanţă de locul intervenţiei). Astfel suprafaţa crestei edentate este planată prin îndepărtarea stratului epitelial cu un bisituriu fin Nr. 15 (fig. $.43. a). Apoi în lamina propria se practică incizii sub formă de striaţii, la 1 mm distanţă între ele, perpendiculare pe suprafaţa crestei (fig. 8.43. b).

De obicei grefa gingivală se prelevează de la nivelul tuberozităţii maxilare sau din regiunea palatinală a premolarilor sau a primului molar superior. Grefa recoltată se aplică peste suprafaţa sângerândă preparată anterior şi se sutureâză (fig. 8.43. c). Vindecarea survine la câteva săptămâni; în caz de eşecuri intervenţia poate fi repetată la minimum două luni de la precedenta.

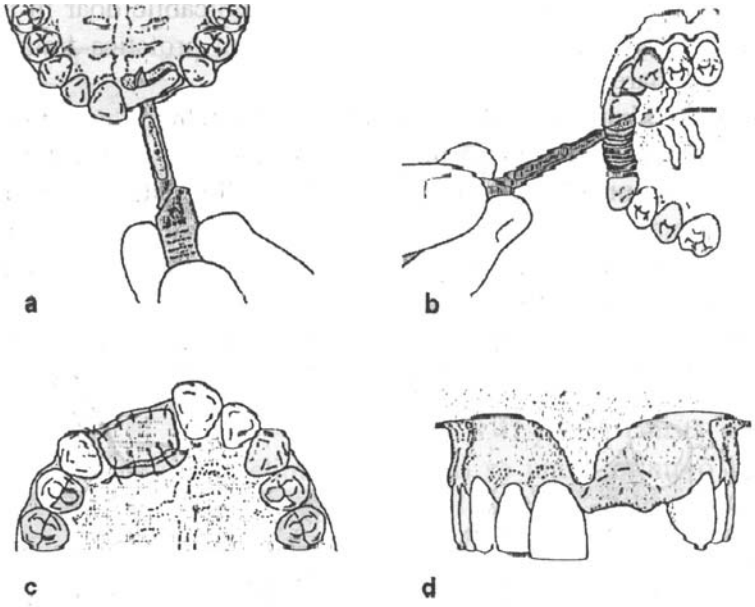


Fig. 8.43. - Tehnica de aplicare a unei grefe de mucoasă fixâ (schemă); a - îndepârtarea unui strat epitelial subţire; b - incizii paralele sub formâ de striuri ce pregâtese patul grefei, e - sutura grefei preluate de la distanţâ; d - aspectul clinic final (dupa 93)

O serie de hipertrofii gingivale care reduc suprafeţa de joncţiune dintre intermediari şi elementul de agregare (ceea ce conduce implicit la ambrazuri cervicale retentive, şi greu de întreţinut) se rezolvâ prin excizii şi suturi ulterioare.

De asemenea trebuie reţinut că **profilaxia câmpurilor protetice începe cu extracţiile dentare** care trebuiesc facute cât mai parcimonios şi cu cât mai puţme sacrificii tisulare

8.4. INTERMEDIARII PROTEZELOR PARŢIALE FIXE DESIGN ŞI TEHNOLOGIE

Intermediarii, sunt unităţile unei proteze fixe care înlocuiesc dinţii naturali absenţi.'Ei trebuie să satisfacă condiţii multiple. Trebuie să restaureze funcţhle şi în anumite situaţii estetice să

corespundă dm punct de vedere igienic şi biologic.

Pentru îndeplinirea acestor criterii trebuiesc avuți în vedere următorii factori:

1. Materialele dentare din care sunt confecționați;
2. Designul mtermediarilor;
3. Forma crestei edentate.

Reacția tisulară la materialele protezei

Pentru confecționarea intermediarilor unei proteze fixe în mod curent se folosesc patru tipuri de materiale; **metal, porțelan, râşini acrilice şi compozite.** Proprietățile acestor materiale legato d^ ad^ziunea şi retenția plăcii bacteriene au fost studiate m decursul anilor „in vivo" (112). Studiile întreprinse au demonstrat <?â depozitele moi şi mineralizate se depun pe toate materialele: porțelan glazurat, aur lustruit, **RA** şi **RDC.** Reacția tisularâ la aceste materiale nu se deosebeşte mult nici din punct de vedere clinic şi nici histologic. Totuşi, **RA** trebuie evitate, fiind prin structura lor foarte poroase, eliberând mult timp monomer rezidual. Din punct de vedere al igienei, ceramica glazuratâ şi metalul foarte bine lustruit sunt preferate pentru contact tisular.

Țesutul subiacent tuturor intermediarilor, indiferent de materialul folosit pentru confecționare, se va hipertrofia în scurt timp după inserția protezei fixe dacă igiena este deficitară.

Deşi acumularea de placâ bacterianâ are drept rezultat inflamația țesuturilor moi subiacente intermediarilor, periajul interdentar şi curățirea cu mătase dentară pot fi salutare m menținerea sănătății parodontalc. Deoarece ceramica se consideră a fi superioarâ în ceea ce priveşte uşurința curățirii, este considerată a fi cel mai igienic material pe care-1 avem la dispoziție.

în zona frontală este materialul de elecție şi pentru multiplele avantaje de ordin estetic.

Designul

Ori de câte ori este posibil, creasta reziduală şi țesuturile proximale acesteia vor fi pregâtite în vederea protezării fixe şi nu se va adapta designul intermediarilor, după morfologia unei creste aberante sau unor forme de hiperplazii gingivale (similar unui „Pat al lui Procust"). Din punct de vedere al finisării zonei de contact cu creasta a mtermediarilor nu se admit compromisuri, indifer^nt din ce material sunt confecționați mtermediarh-

Designul ideal al mtcrmediarilor include şi suprafețele netede şi bine finisate ale acestora. înlocuirea umii dinte tiatvral cu un dinte artificial nu trebuie sâ afecteze starea de sânătate a țesuturilor învecinate. Raporturile dințr® fața mucozalâ a mtermediarului şi creasta reziduală trebuie să se rcalizeze astfel îneât sâ sugereze câ nu există contact între ele. Designul difcră m zona laterală de zona frontalâ.

Intermediarul conceput corect în zona laterală trebuie să prezmte următoarele carcateristici:

a. Toate suprafețele trebuie să fie convexe, netede şi fmisate corespunzâtor;

b. Contactul cu versantul vestibular al crestei trebuie să fie minim (punctiform) şi fârâ presiune (modified ridge lap).

c. Tabla ocluzală trebuie să fie m armonie cu ocluzia tuturor dinților. d. Mecanismele bucal şi lingual de alunecare a particulelor alimentare trebuie să fie similare cu cele ale dinților adiacenți (pentru a avea energii cinetice comparabile).

e. Lungimea suprafeței vestibulare trebuie să fie egalâ cu cea a dinților stâlpi adiacenți sau a intermediarilor.

Intermediarul corect conceput în zona frontală trebuie să prezinte următoarele caracteristici:

a. Toate suprafețele trebuie sâ fie convexe, netede şi finisate corespunzător;

b. Contactul cu versantul vestibular al crestei trebuie să fie minim (punctiform) şi f^râ presiune (din considerente estetice uneori se impun zone întinss de contact p^ntru a preveni aspectul de „spații negre" în cazul când creasta este mult prea rezorbitâ).

c. Contactul oral va fi în armonie cu dinții adiacenți sau ceilalți intermediari.

Intermediarii reprezintâ aşadar o componentă integrată şi dinamicâ, a întregii proteze, designul lor trebuie conceput pe baza unor principii biomecanice inteligent evaluate.

Intermediaml incorect conturat prezintă un potențial destructiv pentru țesuturile din jur. Coexistența pe termen lung este de o deosebită importanță şi trebuiesc avute m vedere relațiile cu mucoasa crestei reziduale subiacente intermediarului, țesuturile moi proximale şi dinții stâlpi.

S-a demonstrat (108), fară nici un echivoc, că de multe ori, există componente patologice chiar şi în țesuturile crestei reziduale care au fost considerate, înainte de protezare, „clinic acceptabile". Deoarece creasta este uneori predispusâ la boală, noi injurii, sub forma unei „capcane septice", vor favoriza evoluții nefavorabile, care nu sunt previzibile.

De-alungul anilor au fost imaginate o multitudine de tipuri de corpuri de punte. Diversitatea lor se datorează şi parcurgerii diferitelor etape, dominate fiecare de anumite materiale.

Corpurile de punte se pot realiza împreună cu elementele de agregare sau separat de acestea. Actualele tehnologii parcurg o serie de etape de la amprentâ - model, machetă, până la realizarea prin diverse procedee (topire - tumare, coacere, polimerizare) a mtermediarilor. In situația când corpurile de punte se realizează separat de elementek de agregare ele trebuiesc solidarizate la acestea din urmâ prin diferite procedee (cap. 8.6.1).

8.4.1 INTERMEDIARI METALICI (MASIVI)

Interrnediarii rnetalici cunoscuti şi sub numele de **masivi** se recomandâ de obicei doar în zonele de sprijm, mai ales la mandibula, având mdicafie majorâ situațiile când spațiul proteric este mai mic de 5 mm. De obicei **„masivul"** denumit astfel frecvent de către practicieni poate fi confecționat sub formă suspendată sau punctiformâ față de cresta alveolară-

intermediarii metalici pot fi confecționați atât concomitent cu elementele de agregare (punți dintr-o singurâ bucatâ), cât şi separat când se sudează sau se lipesc la elementeie de agregare.

Intermediarii masivi se pot confecționa atât din **aliaje nenobile,** cât şi din **aliaje nobile** cu **destinație pentru coroane şi punți.** Când intermediarii metalici se confecționează separat de elementele de agregare, atunci între acestea (poziționate corect pe model) se inserâ un bloc de ceară de modelat (de formă paralelipipedică) m stare plastică. Modelul antagonist se presează peste cearâ m **PIM,** până ce vine m contact cu elementele de agregare (fig. 8.44.).

Fețele ocluzale ale antagoniştilor se imprimă m ceară şi stabilesc în mare planul oeluzal al intermediarilor. Apoi se trece la modelarea machetei ținând cont de dimensiunea **V-0,** raporturile cu creasta (suspendat sau punctiform), încadrarea m poligonul de sprijin etc. într-un

ultim timp se face modelajul final al feței ocluzale fie prin tehnici de substituție, fie prin tehnici de adiție. 0 atenție deosebită se acordă convexităților fețelor vestibulare şi orale. Dacâ puntea se concepe din două sau mai multe bucăți, pe fețele orale se modelează două aripioare ce servesc la lipirea ulterioară a intermediarilor la elementele de agregare.

Astăzi intermediarii metalici au pierdut teren datorită deficiențelor estetice. Ei se confecționează doar când **spatiul protetic este redus (sub 5 mm),** ceea ce nu permite aplicarea placajelor sau **când se doreşte expres realizarea unei punți suspendate.**

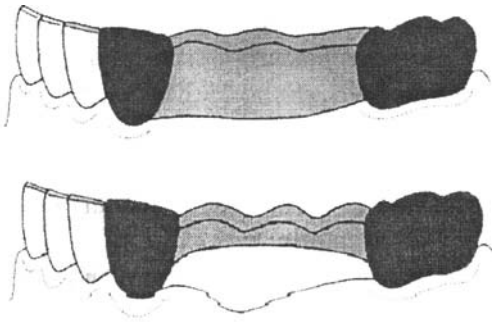


Fig. 8.44. Confecționarea intermediarilor metalici suspendați la o punte din doua bucăți (schema).

8.4.2. CASETA CU FAȚETA

Lipsa de estetica a intermediârilor metalici şi apariția răşinilor acrilice, materiale ieftine, uşor prelucrabile a determinat lansarea unui **corp de punte mixt** cu schelet metalic placat cu polimeri: **caseta cu fațetă.** Deoarece polimerii de tip **PMMA** au o tendință de deformare elastică şi o rezistență gcăzută la uzurâ, scheletul metalic trebuic să fie solid şi stabil pentm a prelua fortele ocluzale. La începutul „erei" acestor intermediari s-a încercat chiar şi confecționarea suprafddor oeluzale dm ace5te materiale, în cadrul corpurilor de punte sub formă de **cupâ.** Foarte repede s-a observat lipsa de rezistență la abrazie a acestor materiale şi incapacitatea de a păstra stopurile ocluzale. De aceea casetele cu fațete prezinta structuri metalice m dreptul stopurilor ocluzale, placajul având doar rol estetic. Călcâiul lui Ahile al casetelor cu fațete rămâne **zona de interfață** dintre cele două materiale: scheletul metalic şi polimerul sau matenalul compozit. Acesta pe de o parte din punct de vedere al retenției materialului de placaj^ iar pe de altă parte cromatica care este influențată de culoarea metalului. Se cunosc foarte multe sisteme de retenție care se realizează încă m etapa de machetare, pe componenta metalică (anse, sistem perlat, solzii de peşte, butoni etc,). După câțiva ani de funcționare în cavitatea bucalâ răşinile acrilice suferâ procese de îmbâtrânire şi uzură. Apar modificări de culoare şi încep sâ se observe sistemele de retenție. **De aceea răşinile acrilice au pierdut teren fiind înlocuite cu RDC.**

Caseta trebuie astfel concepută şi realizată încât răşina acrilicâ să nu ajungă niciodatâ în contact cu creasta alveolară, iar ambrazurile dintre intermediari şi elementele de agregare să fie largi (fig. 8.45.).

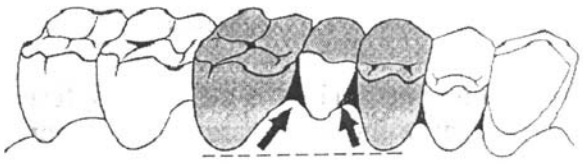


Fig. 8.45. Punte cu intermediar sub fonnă de casetă cu fatetâ. Elementele de agregare şi suprafata ocluzală a intermediarLilui sunt metalice şi doar vestibular apare placajul acrilic.

Casetele cu fațete se confecționează în general în regiunile laterale ale arcadelor dentare, cu precădere la maxilar unde fața ocluzală este mai puțin vizibilă decât la mandibulă. Utilizarea **RDC** pentm placare a schimbat tehnologia corpurilor de punte mixte: tehnicile Silicoater, Rocatec, OVS, Sebond MKV, 4 META, SILOC etc. reprezentând doar câteva exemple m domeniu (9).

în general placajul acrilic sau cu materiale compozite se realizează m laboratoml de tehnică dentară manufactural, dar au fost realizate şi fațete sau dinți preformați, fără rezultate clinice remarcabile.

Există si sisteme de machete (pentru scheletul metalic) **prefabricate industrial** care se fac dmtr-o ceară elastică sau din polimeri. Ele se livrează sub formâ de corpuri de punte din 2-3 elemente, dar există şi piese unice care se pot lipi între ele. Aceste machete au câteva **avantaje;**
grosime uniformă, sisteme de retenție eficiente, se pot adapta şi retuşa uşor şi **economisesc foarte mult timp tehnicianului.** De cele mai multe ori însâ machetele componentelor metalice ale casetelor se confectionează manufacturial în laborator. Ele se toamă ulterior şi se prelucrează;, m final se plachează cu polimeri şi/sau materiale compozite.

Corpul de punte format din casete cu fațete este indicat la maxilar, scheletul său fiind format din două suprafețe metalice, una pe fața mucozală, iar cealaltă pe fața orală. De obicei fața mucozală are raport de semişa cu creasta, favorabil pentm esteticâ dar destul de neigienic. Trebuie avută în vedere mereu acoperirea suprafețelor metalice (ce vor fi placate) cu diferiți opaqueri pentm ca metalul să nu influențeze culoarea placajului. De obicei aceşti opaqueri au culoare alb-gri sau alb-gălbui, în funcție de culoarea aliajelor.

In dorința de a îmbunâtâți cât mai mult efectul estetic al casetelor cu fațete, în timp s-a redus considerabil suprafața orală a scheletului metalic, astfel încât incizal foarte multe casete nu mai au protecție metalică (fig. 8.46. b). S-a **născut astfel un nou intei-mediar,** aşa zisa **„semicasetă cu fațetă".** într-adevăr efectul fizionomic s-a îmbunătățit datorită transparenței zonei incizale. **Absența protecției metalice orale şi incizale prejudiciază însă rezistența acestui tip de intermediar.** De aceea semicasetele sunt indicate doar la pacienți cu anumite rapoarte ocluzale m zona frontală; ocluzie deschisă, ocluzie inversă sau overjet mare.

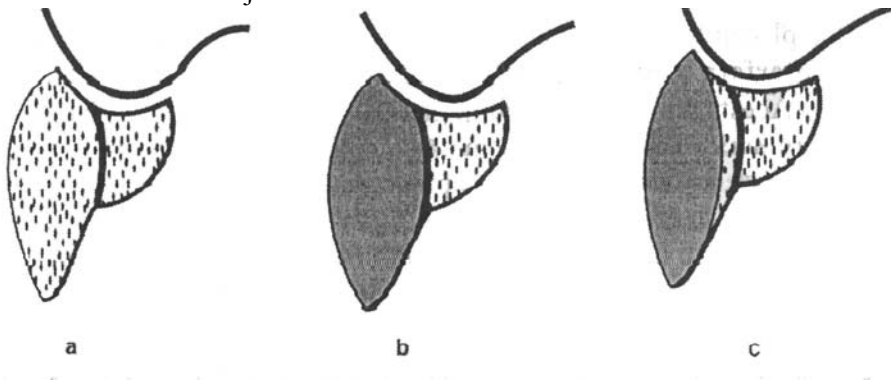


Fig. 8.46. Casete cu fațete (scheme prin secțiuni vestibulo-frontale). a - casetă cu fațetă - retenția masei acrilice se face printr-o ansă; b - semicasetâ cu fatetâ; c - fatetâ prefabricatâ fixatâ în scheletul metalic cu acrilat autopolimerizabil

.

Atât caseta cu fațetă, cât şi semicaseta cu fațetă se pot realiza şi cu fațete prefabricate (Fig. 8.46. c) care se adaptează şi se fixează în scheletul metalic cu acrilat autopolimerizabil (Fig. 8.46. c).

Casetele cu fațete sunt intermediari care au pierdut teren în fața intermediarilor metalo-ceramici cu precâdere m țările industrializate. Răşinile compozite de placare, deşi au

îmbunătățit mult deficiențele râşinilor acrilice nu au convins, pe deplin, cel puțin în zonele de sprijin stopurile ocluzale din **RDC** au deziluzionat.

Intermediarii sub formă de casetă cu fațetă au o longevitate cuprinsă între 5 şi 10 ani după care polimerii sau componentele organice din **RDC** suferă modificări cromatice şi de uzură remarcabile. Sunt totuşi realizați din rațiuni economiceîn anumite țări.

8.4.3. INTERMEDIARI SUB FORMĂ DE BONTURI PENTRU COROANE POLIMERICE ŞI/SAU CERAMICE („PUNTILE DEGETAR")

Aceste punți cunoscute m literatura germană (106) sub numele de pimțr degetar (Fingerhutbriicke) au fost gândite inițial ca pe un schelet metalic (fig. 8.47.a) care include atât intermediarul cât şi elementele de agregare să se fixeze o componentă estetică ceramică. Ulterior scheletul a fost adaptat şi pentru placaje polimerice şi/sau materiale compozite (fig. 8.47. b)

Acest gen de intermediar a pierdut şi el teren m era metalo-ceramică, putând fi utilizat totuşi în zonele frontale maxilare m varianta metalo-polimericâ când exigențele estetice sunt deosebite (în anumite raporturi ocluzale frontale) şi **DVO** este păstrată de mai multe unități dentare naturale

8.4.4 INTERMEDIARI SUB FORMĂ DE BARĂ METALICĂ LINEARĂ ŞI BARĂ CU BONTURI METALICE

Din rațiuni economice m edentațiile de doi-patru dinți din regiunea frontală maxibm, când se impun exigențe estetice deosebite, se pot confecționa corpun de punte **cu bară metalică,** Pc secțiune transversalâ bara poate avea o formâ ovalarâ, m „Y" sau m „T". Barele se pot tuma în laborator împreunâ cu elementele de agregare, sau separat de acestea, situație când se lipesc ulterior la elemcntclc de agrcgare. Există şi bare prefabricate. Peste bare se confecționează intemiediarii propriu-zişi dm **RA** (K+B) termo-polimerizabile (prin machetare) sau din **RDC** prin tehnici directe de modelare. Pentru ca individualizarea intermediarilor din acrilat sau **RDC** să fie posibilă fară utilizarea barei, între elementele de agregare se machetează intermediani din ceară. Prin două amprente (una a feței vestibulare şi cealaltă a feței orale) se obține o cheie. După îndepârtarea machetei cheile aşezate pe model vor permite poziționarea barei astfel încât aceasta sâ nu influențeze individualizarea intermediarilor din acrilat sau răşini compozite. Există şi posibilitatea placării barelor cu mase ceramice.

Acest tip de corp de punte are indicații limitate deoarece m variantele placârii cu polimeri sau **RDC,** intermediarii nu păstrează stopurile ocluzale. Râmân de vâzut rezultatele m timp ale ceromerilor şi polisticlelor. **Barele pot purta bonturi metalice,** ansamblul fiind turnat din

diferite aliaje. Componenta esteticâ este formatâ din coroane polimerice, compozite sau chiar integral ceramice care se fixează ulterior pe fiecare bont. Şi la acest corp de punte coroanele polimerice şi din materiale compozite nu pot pâstra integre timp îndelungat stopurile ocluzale. De aceea ele pot fi acceptate la ora actualâ doar ca **restaurări provizorii de lungă duratâ** (Langzeitprovisorium). Acest gen de corp de punte a revenit în actualitate odată cu promovarea **sistemelor integral ceramice** realizate prin frezare dm blocun ceramice. Indicaţia lor este regiunea frontalâ, acolo unde se doreşte obţinerea unor efecte estetice deosebite.

8.4.5. INTERMEDIARI METALO - CERAMICI

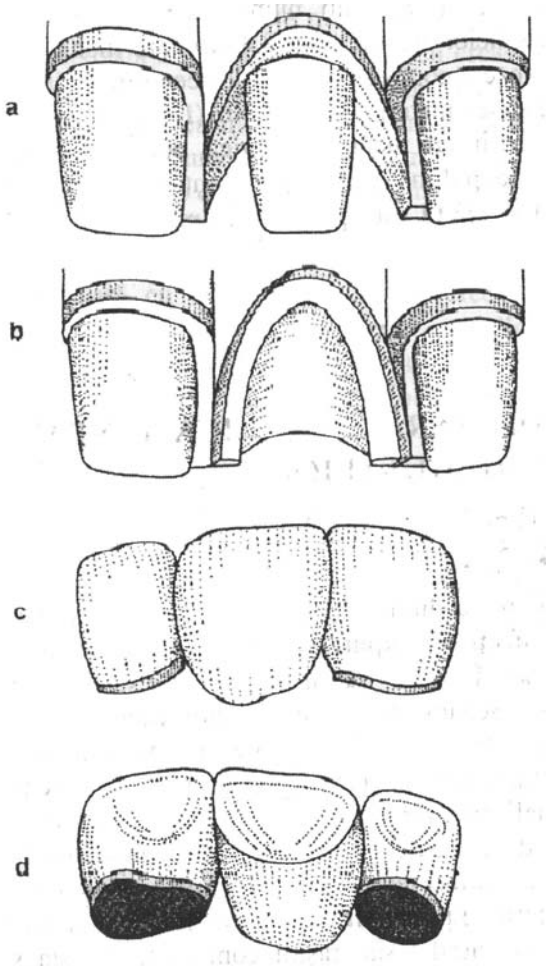


Fig. 8.47. Punţile degetar (schemă după 106): a- scheletul formei clasice adaptat pentru a primi coroanele ceramice; b - schelctul adaptat pentru placaj polimeric; c - elementele de agregare (cu coleretâ) şi proteza parţială fixă (dinspre vestibular); d - aceeaşi protezâ parţialâ tixâ vâzutâ dinspre oral.

Intermediarii metalo-ceramici satisfac şi la ora actuală majoritatea condiţiilor impuse restaurărilor fixe: **rezistenţă, Hzionomie, longevitate-** Tehnologia lor impune confecţionarea unui schelet metalic (difprite aliaje atât nobile, cât şi nenobile cu destinaţie Specială pentru metalo-ceramicâ) peste care se aplică prin coacero un placaj ceramic.

Scheletul metalic trebuie sâ fie rigid, nedeformabil la dimensiuni relativ reduse, iar aliajele din care este confecţionat să aibă punctul de topire cu 200-3 00°C mai înalt decât temperatura masei ceramice folosite. Orice deformare a scheletului metalic m timpul arderilor succesive ale placajului ceramic determinâ apariţia de fisuri m cadrul acesteia. Coeficientul de dilatare termicâ al aliajeloi folosite trebuie sâ fie cât mai apropiate (dacă se poate egal) cu coeficientul de contmcţie al masei ceramice de placare. Aşadar **CDT** pentru cele două fflâteriale: aliaj, respectiv masă ccramică trebuie să aibâ valori cât mai apropiate. Aceasta se obţine m urma combmâri: fazei amorfe (CDTfaza amorft =: 7-8 }im/mK) ci cristale de leucit (CDTieucit = 25-27 ^im/mlC până la obţinerea unei valori apropiate d(coeficientul de dilatare termicâ a aliajelo] folosite m tehnica metalo-ceramică **(CDT** = 14-15 um/mK). Astfel prin înglobarea a 20-30% cristale de leucit m sticla feldspatică s(obţine un **CDT** al maselor ceramice de placan (pentm aliajele clasice) de **12 um/mK.** îi

situația maselor de placare a aliajelor nobile cu conținut scăzut de aur (ceramica Duceragold sau Omega 800) este necesar un conținut mai mare de leucit decât la masele ceramice de placare a aliajelor nenobile în vederea obținerii unui **CDT de 16 um/mK.** Aliajele utilizate în metalo-ceramică, după prima ardere (de oxidare) fac pe suprafața lor oxizi care intră în combinație cu oxizii din masele ceramice, acestea, conform teoriei chimice reprezintâ principala cale de unire între cele două materiale. în general macheta scheletului mctalic va fi cu 2 mm mai redusâ la nivelul zonelor de placare şi nu va prezcnta unghiun (toatc fcțcle vor fi rotunjite) deoarece masele ceramice se retractă în urma contracției din spațiile unghiulare. Masele ceramice tradiționale de placare se contractă prin ardere aproximativ 15-20%, tehnicile de ardere fiind m mare aceleaşi ca şi la **coroanele mixte metalo-ceramice.** Ultimii ani au fost marcați de apariția unor mase ceramice de placare noi, cu proprietăți mecanice şi estetice îmbunătățite (ex. MagiCeram - DTS-Heppe) precum şi alte clase de mase ceramice de placare. Dintre acestea din urmă de remarcat sunt **masele ceramice hidrotermale** (sistemul Golden-Gate, Degussa) cu temperatură scăzutâ de sinterizare şi modul de elasticitate corespunzător aliajelor din care se realizează componenta metalică, precum şi **masele ceramice sticloase** (sistemul D-sign, Ivoclar). Scheletul metalic poate fi placat parțial sau m totalitate cu ceramică m funcție de zona topograficâ şi de particularitățile cazului. Este de dorit ca şi contactul corpului de punte cu creasta sâ fie facut prin masa ceramicâ evitându-se contactul cu mucoasa a zonei de joncțiune metalo-ceramică.

Pcntru a realiza un corp de punte sufficient de stabil şi bine solidanzat la elementeie de agregare se recomandâ conformarea unui „guler" (prag) oral în scheletul metalic (fig. 8.48.). Ca şi la **CMMC** acest guler are rolul de a susține masa ceramică şi prczintă o importanță deosebitâ în cazul cuspizilor de sprijin la maxilar.

La mandibulă, în zona de sprijin intermediarii metalo-ceramici trebuie să prezinte suprafețe convexe, preferându-se raportul tangențial cu creasta (fig. 8.49).

Unghmrile, colțurile şi muchiile ascuțite se vor evita atât la schcletul metalic, cât şi la placaj, permițând realizarea unei grosimi uniforme a masei ceramice.

In Fig. 8.50. sunt reprezentate designurile corecte ale unor corpuri de punte metalo-ceramice.

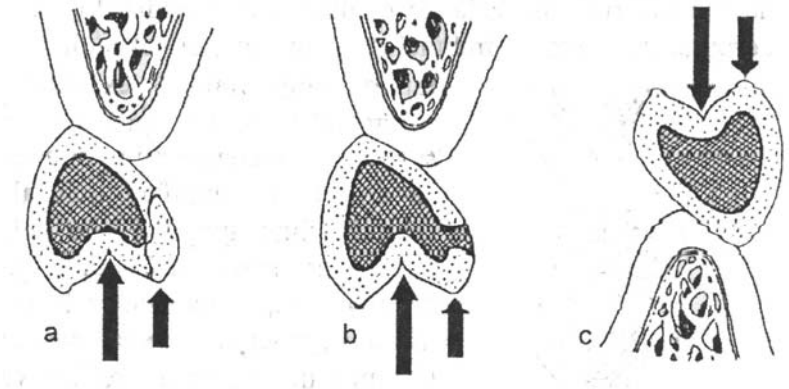


Fig. 8,48. Designul intermediarilor metalo-ceramici diferă la maxilar față de mandibulă: a - conformare greşitâ a scheletului; b - „gulerul" metalic oral previne fractura cuspidului de sprijin; c - aspectul corpului de punte la mandibulâ.

Estetica unei proteze partiale fixe este influențată m mare măsură de poziția şi direcția intermediarilor față de elementele de agregare şi/sau de ceilalți dinți restanți.

Deoarece intermediarii sunt realizați integral m laboratorul de tehnică dentară, medicul are obligația sâ facă o serie de recomandâri tehnicianului cu privire la confecționarea intermediarilor.

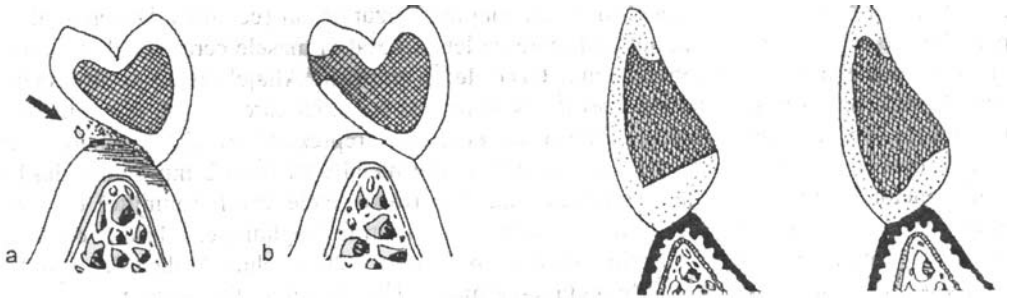


Fig. 8.49. Intermediarii metalo-ceramici la mandibuia în rona de sprijin; a - design inîorsct şi ; b - design corect, pragul oral nefiind obligatoriu.

Fig; 8.50. Design al intermediarilor mctalo-ccranTiCi în zona frontalâ la mandibulâ: a- incorect (cu muchii şi unghiuri) şi b - corect.â

Pe lângâ **poziţie, înclinare, gabarit** este fbarte important **profilul emergenţei** (fîg. 8.51.) carealâturi de cromatică poate compromite întreaga estetică a restaurării.

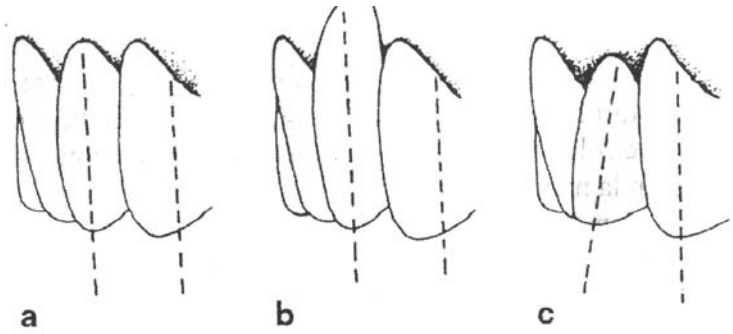


Fig. 8-51. Poziţia şi direcţia intermediarilor faţâ dc clcmcntclc dc agrcgare. a- corect;b — pozitle Incorectâ a intcrmcdiarului care este supradimensionat; c — poz.i(ie înclinatS a intomiediarului (incorectS)

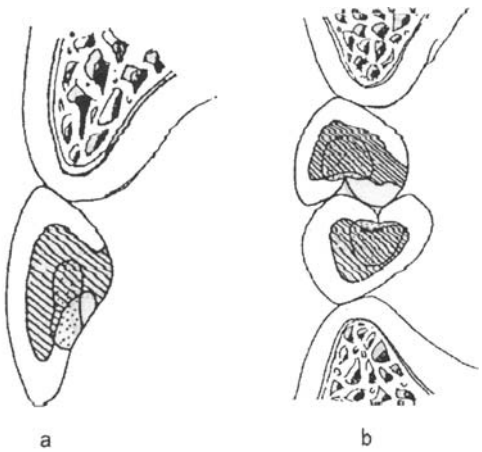


Fig. 8.52. Morfologia corectâ a corpurilor de punte metalo ceramice (schemâ): a - zonâ frontalâ şi b - zonă de

Cu toate că de obicei aria mucozalâ de contact a intermediarilor cu creasta este din ceramică, design-ul corpului de punte nu trebme sâ fie m „şa", ci cel mult în „semişa " sau m raport **tangenţial.** 0 excepţie de la designul recomandat pentru placarea cu ceramică a suprafeţei mucozale a intermedianlor apare când se doreşte o suprafaţă ocluzală ceramică, iar

Spaţiul wluzo—gingival estc redus. Intr—o astfel de situaţie, pentru a asigura rigiditatea corpulm ^ de punte, suprafaţa mucozală trebuie să rămână ^ metalică, joncţiunea metal-ceramică fiind plasată la limita de trecere dintre faţa vestibulară şi cea mucozală. Această situaţie apare când există exigenţe estetice deosebite în zonele laterale ale arcadelor,, în special mandibulare, unde predominant vizibile sunt feţele ocluzale ale premolarilor şi molarilor. Intotdeauna când se realizează un corp de punte cu suprafaţâ ocluzală ceramică, trebuie bine analizată situaţia m ceea **ce** priveşte grosimea ocluzo—gingivală a

metalului. Pentru a asigura o rigiditate corespunzătoare, suprafața mucozală a mtermediarilor trebuie să fie metalică, compensând astfel cantitatea de metal înlocuită ocluzal de ceramică (fig.8.53.). imonoos -

8.4.6. INTERMEDIARI INZOMA ŞI PROBOND

mtermediarii confecționați după tehniea **Inzoma** şi **Probond** fac parte dm grupul celor metalo-ceramici. îi tratăm separat, deoarece ei se confecționează din **machete prefabricate** lansate pe piață de către firma IVOCLAR (Inzoma) şi RENFERT (Probont). Intermediani INZOMA au fost concepuți pe baza **principiului** enunțat de **Shore: ceramica atinge valori maxime ale rezistenței sale mecanice, dacă se arde pe un schelet metalic cu suprafețe concave** (fig. 8.54).

Tehnica INZOMA prezintâ următoarele particularități:

• Scheletul metalic are m treimea ocluzală o proeminență sub formă de guleraş (fig. 8.54. b):

• Machetele mtermcdiarilor flligranați sunt prcfabricate din ceară sau mase plasti^c.

• Pe scheletul metalic tumat se arde un agent de legătură (Bonding Agent) care se prezintă sub forma unei pulberi metalice: INZOMA-P pentru aliaje nobile şi INZOMA-NP pentru aliaje nenobile.

Care **sunt avantajele tehnicii TNZOMA?** Avantajele sunt multiple: se obține un corp de punte metalo-ceramic foarte rezistent din punct de vedere metalic, legătura aliaj ceramlcă este putemică şi se realizează concomitent o economie substanțială de aliaj care poate atinge cota de 40%, fapt demn de luat m considerare când se folosesc aliaje nobile.

Sistemul PROBOND a fost pus la punct de fîrma RENFERT (1989), componenta metalică a

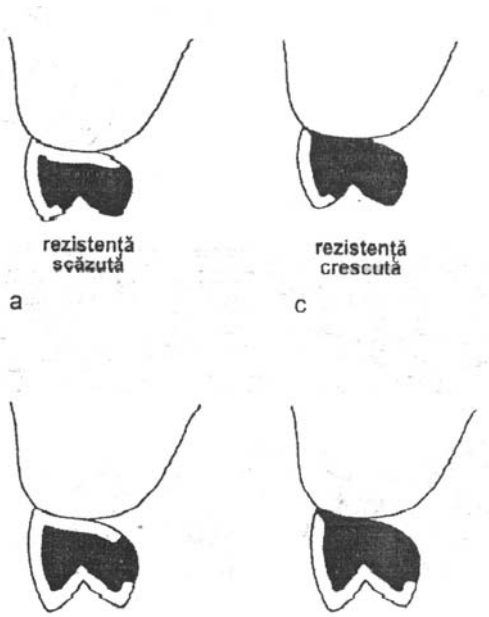


Fig. 8.53. Intermediarii cu dimensiune redusâ ocluzo— gingivală pot prezcnta o rezistență redusă când sc plachează cu ceramică suprafața lor mucozală (a); creşterea rezistentei se poate obține prin realizarea unei suprafețe mucozale complet metalice (c); Un corp de punte prezintâ o rezistența redusâ când se plachează cu ccramică suprafața ocluzala (b); pierderea de metal de |a nivelul 5Uprafetei nclu/.ale poatc fi compcnsaia prin realizarea unei fiupraîețe inuooziile coinplct mctalicc (d)

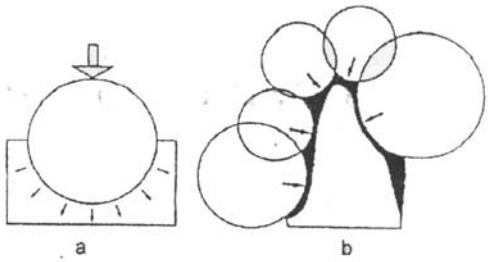


Fig. 8.54. Tehnica INZOMA: a-principiul lui Sliore; b — macheta în ceară a scheletukii metalic care respectă prineipiul lui Sliorc,

elementelor de agregare şi a intermediarilor constâ dintr-o plasă care acoperă bonturile şi formează componenta metalică a intermediarilor (fig. 8.56).

Față de componenta metalică tradițională, sistemul asigură o economie de aliaje nobile între 40 şi 60%.

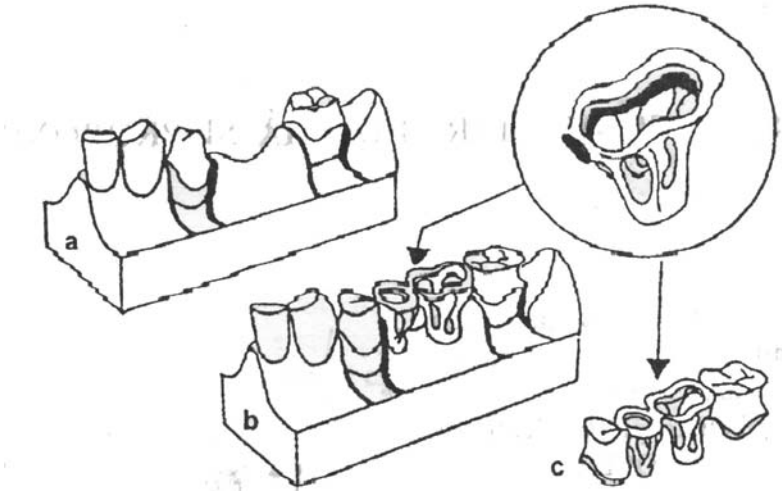
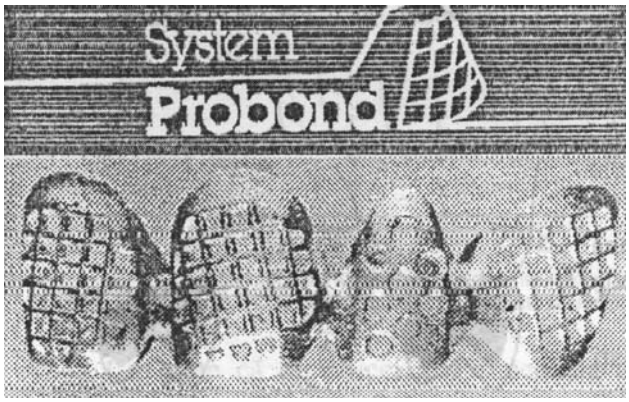


Fig. 8.55. Tehnica INZOMA (schemâ): a - modelul de lucru cu bonturi mobilizabile; b - machetele prefabricate ale coroanelor şi intennediarilor, individualizati pc model; c - scheletul metalie turnat si prsgi'itil pcntru ardcrca masei ceramiee,



Macheta eomponentei metalice se confecționează dintr-o plasâ elasticâ de cearâ cu polimeri a cârei grosime este de aproximativ 0,4 mm. Pe secțiune, nervurile plasei au o formă de semicerc, suprafața plană venind îrî raport cu bonturile şi creasta, iar suprafața convexă cu masa ceramică, **mărind astfel suprafața de contact dintre metal şi ceramică cu aproximativ** 20%. Dupâ machetare, fazele **de** ambalare, tumare, dezambalare, prelucrare şi ardere a ceramicii sunt cele cunoscute din tehnica clasica de confecționare a unei **CMMC.** Sistemul PROBOND oferâ şi machete pentru intermediari; el fost testat timp de doi ani de prof. dr. J. Wirz de la Universitatea din Basel, cu rezultate bune (118)

.

8.4.7. INTERMEDIARI CU FATETE CERAMICE

Fațetele prefabricate din ceramică au fost mult timp folosite m cadrul corpurilor de punte mixte înainte ca tehnica metalo-ceramicâ sâ ajungă la apogeu. în casetele metalice erau adaptate fațetele ceramice prevăzute cu butoni, canale, crampoane scurte şi/sau lungi (fig. 8.57.), ca şi dinți tubulari care necesitau realizarea unui schelet metalic specific. Fațetele se fixau la scheletul

metalic prin cimentare. De cele mai multe ori machetele scheletelor metalice se confecţionau m funcţie de faţetele sau dinţii tubulari existenţi. La ora actuală aceste corpuri de punte aparţin de istoria stomatologiei.

8.4.8. INTERMEDIARI DIN TITAN ŞI / SAU INFRASTRUCTURA DIN TITAN

Realizarea intermediarilor din titan şi aliaje de titan nu pune probleme deosebite de concepţie sub rezerva câtorva aspecte particulare, pe care le amintim succint m continuare:

a) **Intermediarii de întindere redusâ** (1-2 intermediari) se pot confecţiona din **titan nealiat,** m intenţia exploatârii la maxim a biocompatibilităţii materialului; m aceste condiţii, cea mai recomandatâ variantă tehnologicâ este reprezentatâ de **topirea/turnarea întregii infrastructuri într-o singură bucată;**

b) Corpurile de punte mtinse (3-4 mţei'mediari) presupun utilizarea unor aliaje de htan (de exemplu T1—6AI-4V) sau a titanului nealiat;

• când se utilizează **titan nealiat infrastructura metalică a intermediarilor va fi supradimensionată corespunzător,** pentm a rezista solicitârilor crescute (trebuie ţinut seama de faptul eă titanul prezintă un modul de elasticitate de circa două ori mai redus decât cel corespunzător aliajelor de Co—Cr, de ^X^mplu);

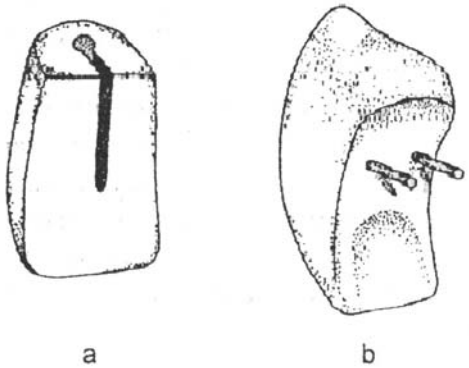


Fig. 8.57- Faţeie prefabricate: a- prevazura ou un canal pentru fixare şi b - îu crampoane

• la realizarea unor **proteze fixe totale cu infrastructură din titan,** cerinţele de exactitate pe care le presupun aceste restaurări protetice pot fi satisfacute astfel:

• prin utilizarea în cursul etapelor clinice şi tehnice a unor materiale deosebit de fîdele pentru reproducerea detaliilor (materiale de amprentă tip siliconi cu reacţie de adiţie sau gume polieterice, gipsuri de clasa a IV-a, mase de ambalat specifice, cu expansiune controlată), m condiţiile unor **tehnologii şi instalaţii de topire/turnare performante;**

• prin **combinarea tehnologiilor de topire/turnare cu tehnologii alternative** (realizarea infrastructurilor din elemente separate prin tumare, urmatâ de solidarizarea lor prin lipire, sudurâ cu arc electric sau laser);

• prin utilizarea unor **tehnologii alternative** (electroerozmnea, procedeele CAD/CAM) la realizarea subansamblelor protetice, urmatâ de asemenea de solidarizarea lor prin lipire sau sudură;

c) **In condiţiile utilizârii ceramicii la placare,** morfologia şi dimensiunile scheletului metalic vor trebui să asigure rigiditatea minimă necesară asigurării longevităţii acestor restaurări

protetice fixe mixte, recurgându-se la supradimensionâri controlate, în funcție de morfologia şi întinderea breşei edentate; pe de altâ parte, toate etapele clinice şi tehnice vor fi tributare obținerii adaptării pasive a piesei protetice la nivelul bonturilor preparate, cu evitarea oricâror deformări ale punții la inserția pe câmpul protetic, minimizând astfel riscul fracturârii materialului ceramic.

d) **Dacâ sprijimil punții este implantar sau mixt, infrastmctura metalică va 11 obligatoriu realizată din titan nealiat.** m virtutea satisfacerii **dezideratului tratamentului monometal;** şi în aceste condiții, obținerea unei adaptâri pasive reprezintă un iiAperativ, de a cârui îndeplinire depinde fundamental succesul pe termen lung al tratamentului. în vederea asigurârii unei adaptări pasive, se vor utiliza tehnologii de topire/tumare performante, combinate sau nu cu sisteme de prelucrare altemativâ (electroeroziune, procedee CAD/CAM, sudurâ cu arc electric sau laser).

- în vederea asigurârii unei biocompatibilitâți cât mai ridicate, cste salutară utilizarea acelor tehnologii de prelucrare care afectează cel mai puțin omogenitatea şi structura prefabricatelor din titan (electroeroziunea, sistemele CAD/CAM etc.);

- adoptarea agregârilor mixte presupune la anumite cazuri folosirea sistemelor de amortizare a solicitârilor, cu obținerea unor conexiuni elastice între elementele dentare naturale şi implante.

e) **Când nu se poate obține un paralelism rezonabil între preparațiile dentare,** această problema se poate rezolva prin realizarea construcției protetice din elemente separate, care vor fl solidarizate direct în cavitatea bucalâ, după fixarea elementelor de agregare, cu ajutorul sudurii prin arc electric; Acest lucm este posibil fârâ lezarea țesuturilor cavității bucale datorită conductivității termice foarte reduse a titanului (17-22 W/mK) care limitează major transmiterea variațiilor termice la nivelul țesuturilor învecinate. Un astfel de aparat a fost utilizat cu succes în cadrul disciplinei de implantologie oralâ din UMF „Victor Babeş" Timişoara.

8.5. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE MONOBLOC („DINTR-O SINGURĂ BUCATĂ)

Punțile dintr-o bucată se caracterizează prin aceea câ atât elementele de agregare, cât şi corpul de punte (scheletul metalic la cele mixte) se realizează într-o singură etapă. Aceste punți se pot realiza din toatâ gama de aliaje destinate confecționării protezelor fixe. Ca şi cronologie, punțile dintr-o bucatâ au succedat pe cele lipite (din două sau mai multe bucâți) extinderea lor flind posibilâ doar după perfecționarea instalațiilor şi procedeelor de tumare care au evoluat m paralel cu dezvoltarea de noi aliaje.

Puntile „dintr—o bucatâ" (termen imaginat pentru protezele parțiale fixe monobloc, dintr-o bucatâ) pot fi confecționate atât dintr-un singur material: metale (aliaje), polimeri, materiale compozite, ceramicâ sau din două materiale (mixte); **metalo-polimerice, metalo-compozite, metalo-ceramice.** La cele mixte termenul „dintr-o bucatâ" se referă doar la scheletul metalic.

După amprentarea câmpului protetic confecţionarea modelului de lucru în tehnologia punţilor metalice şi mixte (metalo-polimerice, metalo-compozite şi metalo-ceramice) se realizează **modelul duplicat** care trebuie să fie nelipsit m tehnologia de laborator a acestor restaurări protetice. El permite obţinerea unei componente metalice exacte cu o adaptare cervicală şi ocluzală mult mai bună decât atunci când machetarea se face pe modelul de lucru, deoarece se evită dezinserarea machetei de pe model pentru a fi ambalată.

Respectarea tehnologiei de ambalare şi topire-tumare a aliajului contnbuie de asemenea la obţinerea unei restaurâri exacte ca adaptare. Dar punţile monobloc se pot realiza nu doar din diferite aliaje prin tumare, ci şi din polimeri prin polimerizare şi exclusiv din ceramică prin tehnici de substracţie (vezi cap. 21)

Aşadar punţile **dintr-o bucată** sunt restaurări protetice care se execută cu economie de etape clinico-tehnice, dar necesită **o dotare tehnico-materială bună** şi o **echipâ cu experienţă.** Ele s-au extins mult în detrimentul celor din două sau mai multe bucăţi şi datorită faptului că în cadrul lor lipsesc zonele de solidarizare între elementele de agregare şi intermediari, (realizate de obicei prin lipire cu aportul unui alt aliaj), care reprezintă surse permanente de **coroziune şi posibile dezlipiri.**

8.6. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE DIN DOUĂ SAU MAI MULTE BUCĂTI

Formularea de restaurare proteticâ fixă din două sau mai multe bucăţi poate avea două sensuri:

a) **primul** se referă la faptul că o arcadă dentară întreruptă de mai multe breşe edentate poate fi restauratâ **prin mai multe proteze fixe** (una pentru fiecare breşă) şi nu printr-o restaurare totalâ. Această situaţie se întâlneşte de obicei în **trei ipo.staze:**

- stâlpi lipsiţi de paralelism;
- restaurări de amplitudine redusâ (cu unul, maximum doi mtermediari);
- diverse situaţii clinice la **arcada mandibulară unde restaurările fixe totale nu sunt indicate datorită elasticităţii mandibulei** şi a posibilităţilor de torsiune a ramurilor sale ascendente care acţionează permanent asupra unei restaurâri rigide putând provoca descimentarea elementelor de agregare, mai ales distale. Pentru evitarea acestor situaţii se recomandâ inserarea unor culise distal de canini (73). / b) **al doilea,** când m cadrul unei proteze parţiale fixe elementele de agregare se confecţionează separat de mtermediari. . .i

Restaurările fixe cu elementele de agregare realizate 'separat de intermediari mai sunt cunoscute sub numele de **„proteze fixe lipite"** sau **„proteze fixe confecţionate în două etape".** După amprentarea dinţilor stâlpi şi confecţionarea modelului de lucru se **realizează elementele de agregare** (tehnologia fiind valabilâ doar la restaurările fixe exclusiv metalice sau la cele mixte: metalo—ceramice şi metalo—polimerice)., de obicei prin turnare. Ulterior urmează verificarea adaptării lor pe câmpul protetic (cervical, proximal şi ocluzal). în aceasta constă de

altfel avantajul acestei tehnologii față de confecționarea protezelor parțiale fixe dintr-o singură bucată. în situația când elementele de agregare nu se adaptează corect, defectele pot fi adeseori remediate. Alteori dacă erorile nu pot fi corectate se confecționează alte elemente de agregare. După efectuarea unor retuşuri, (dacă este cazul) peste elementele de agregare bine adaptate pe bonturi se ia o nouă amprentă (supraamprentâ). Este de dorit ca elementele de agregare să nu se mişte sau sâ fie mişcate în cursul acestei amprentâri. După întărirea materialului de amprentă (gips şi/sau silicon) se **verifică poziția elementelor de agregare în amprentă.** Când ele sunt coroane, poziția lor corectă în amprentă poate fi evidențiată dacă marginile lor cervicale pătrund uniform în şanțul gingival (atât cât a fost preparat, de obicei între 0,3 - 1 mm în preparațiile subgingivale). Dacâ aceaste margini sunt sub nivelul amprentei înseamnă câ clemcntul de agregare (în cazul nostm coroanele de înveliş) nu a pătmns în şanț, deci nu au o adaptare bună cervicalâ. Cu totul alta este situația adaptării cervicale la elementele de agregare pe preparații cu prag unde **„citirea" supraamprentei se face în funcție de preparație.** Dacă elementele de agregare au o poziție corectă, se toamă modelul de lucru pe care se machetează intermediarii conform unuia dintre designurile descrise anterior. Pe fața orală a elementelor de agregare (a coroanelor) în treimea medie (mai ales la punțile din aliaje nenobile) se modelează **prelungiri sub formâ de aripioare** necesare solidarizării prin lipire a intermediarilor. Ulterior corpurile de punte metalice se ambalează şi se toamă conform regulilor diverselor tehnologii de laborator. Apoi se dezambalează şi se prelucrează m vederea solidarizării la elementele de agregare (cap. 8.61). Operațiunea începe cu dezoxidarea lor şi se continuă cu secționarea tijelor de tumare şi netezirea cu pietre a tuturor zonelor cu plusuri precum şi a urmelor tijelor. în sfârşit mtermediarii prelucrați se verifică pe model, miția! între elementele de agregare (trebuie să intre neforțat şi totuşi nu uşor), apoi grosier în sfera ocluzală, ultenor umiând prelucrările finale ce sfârşesc cu lustruirea, inscrarea pe model şi livrarea câtre cabinet.

8.6.1. SOLIDARIZAREA INTERMEDIAMLOR LA ELEMENTELE DE AGREGARE

In tehnologia protezărilor fîxe solidarizarea intermediarilor la elementele de agregare se poate face prin trei procedee uzuale:

A) solidarizare prin sudură de apoziție 1. cu legătură continuâ:

a) sudură autogenă - cu arzător: - cu gaz
- **oxihidrică**
- oxiacetilenică

b) sudură cu arc electric:
- cu electrod consumabil
- cu electrod neconsumabil
- în atmogferâ inertă sau nu

c) sudurâ cu plasmă:
- hidrogen atomic
- plasmă de gaz

d) sudură cu jet de electroni

e) sudura prin explozie 2. **cu legătură discontinuă:**

a) sudură prin rezistenţâ electrică;

b) sudura cu laser;

c) sudură cu ultrasunete.

B) solidarizare prin supraturnarea unui aliaj lichid peste elementele de agregare

1. supratumare peste elemente frezate - de exemplu, includerea unui element prefabricat (culisâ) m sau la elementul de agregare;

2. supratumare peste elemente tumate - de exemplu, includerea unei cape turnate

C) solidarizare prin lipire cu lot (cu o compoziţie diferită de cea a elementelor de agregare)

1. Lipire moale (slabâ, uşoară)

a) pe metale neferoase şi aliaje inoxidabile

b) pe cupru şi aliaje pe bază de cupru

2. Lipire tare (sau dură) cu rezistenţâ crescută:

a) argint sau cupru, pentru aliaje nenobile

b) aur, argint sau cupm, pentru aliaje nobile. Vom detalia, cât ne permite spaţiul, acest subcapitol, deoarece literatura de specialitate din ţara noastră este săracă în date, majoritatea lor fiind depăşite.

• Terminologie

în literatura de specialitate, de multe ori prin **sudură*** se subînţelege **procedeul, rezultatul şi materialele,** corespunzătoare operaţiunii ce are drept scop obţinerea unei solidarizâri prin îmbinare a unor elemente de natură metalică (identicâ sau diferitâ). Stratul intermediar de legâturâ poate prezenta sau nu aceleaşi calităţi ca şi pârţile ce urmează a fi unite.

Prin urmare termenul de **sudură** este utilizat într-un sens foarte larg şi descrie la modul general legâtura şi tehnica ce permite realizarea legăturii între două suprafeţe metalice.

In sens mult mai restrâns şi mai exact, sudura corespunde unei îmbinâri de elemente metalice prin **fuziunea lor localâ, cu sau fârâ aport de material.** Dacâ are loc prin aport de aliaj, acesta din urmă are aceeaşi temperatură de fuziune ca şi elementele de solidarizat aşa cum sunt, de exemplu, **sudurik auto^ene.**

Tcrmcnul de **lipire** cstc rczervat solidarizărilor (în cazul no5tru a intcrmcdiarilor la elementele de agregare care se realizează prin intermediul unui material de natură diferitâ decât cel din care este confecţionată restaurarea, la o temperaturâ inferioarâ faţâ de elementul cu temperatura de fuziune cea mai scăzută din compoziţia aliajului respectiv. In funcţie de această temperatură de fuziune, scăzută sau crescută a lotului (aliajului de aport) deosebim **lipiri slabe (moi)** şi **lipiri tari (rezistente, sau dure).**

• Factori esenţiali ai legăturii intermetalice

Suprafeţele care urmează a fi solidarizate în protetica fixâ pot fi din **metal pur** sau din **aliaje** (situaţia cea mai frecventâ) elş prş^entând însă mimeroase pvncte comune, Asupra fkcarui atom al suprafeţelor metalice acţionează forţe electromagnetice de atracţie şi de respingere, legătura între aceştia fiind asigurată de un anumit număr de electroni cu valenţe libere, care circulă m spaţiul care-i separă.

- SUDARE - acţiunea de a suda
- SUDURA (sau SUDAJ) - rezultatul sudârii

Aşadar se presupune că se poate obține o legătură intermetalică cu rezistență mare atunci când este posibilă provocarea atracției mutuale între atomii celor două suprafețe de solidarizat, sau prin intermediul unui aliaj intermediar.

• Rolul temperaturii

în cursul trecerii de la starea solidă la cea lichidâ (topită), atomii sunt îndepărtați din ce în ce mai mult de la poziția lor de echilibru datorită creşterii temperaturii, atingând o oarecare mobilitate, corespunzător stării lichide, şi invers, m timpul transformârii din stare lichidă în solidâ, ei se organizează puțin câte puțin în urma procesului de răcire, formând rețeaua cristalinâ specifică stării solide.

Prin urmare, **creşterea temperaturii la o anumitâ valoare este favorabilă stabilirii unei legâturi.** în cursul sudurii temperatura poate fi crescută până când se obține o fuziune locală a elementelor de agregare şi intermediari la nivelul joncțiunii lor. Acestea vor fi solidarizate cu sau farâ aport de metal, care se aduce la aceeaşi temperatură de fuziune. Are loc astfel o interpenetrare a atomilor liberi, legâtura stabilindu-se spontan prin solidificare.

în cazul lipirii cu **lot,** acesta din urmă are o **temperaturâ de fuziune inferioară elementelor componente din aliajul (aliajele) de solidarizat.** Deci nu se ajunge la temperatura de eliberare a atomilor, dar le este transmisă suficientâ energie pentru ca ei sâ atingâ o mobilitate care sâ le permită interacțiunea cu lotul, fapt ce se traduce prin fenomenul de „înmuiere", urmat de o anumitâ difuziune. în caz contrar, lotul se dovedeşte a fi necorespunzător aderând doar printr-o acțiune mecanică, realizând pur şi simplu **o lipire** şi **nu o legătură.**

• Starea suprafețelor

Dacă temperatura s-a dovedit a fi un element favorabil pentru mterpâtrunderea atomilor metalici la nivelul îmbinârii, din potrivă **prezența de elemente nemetalice la suprafața, compromite eficiența legăturii** şi, în egală măsură, se combină formând **straturi de oxizi sau** de sulfuri, reprezentând astfel obstacole în cursul solidarizării.

Pentm realizarea unor suduri sau lipituri performante, trebuie evitatâ sau anihilatâ poluarea suprafețelor de îmbinat. In acest sens există **două metode:** fie se utilizează un **decapant,** încât atomii metalici să poată interacționa mult mai iişor, fie, m cazul sudurilor cu arc sau a celor electronice se lucrează în **atmosferă inertâ sau în vid,** suprafața restantâ a aliajului fiind în mod natural curată.
B; -K **în primul caz** se utilizează un **„flux"** (mediu protejat cu pastă lichidâ, mediu de curgere) cu rolul de a dizolva oxizii şi sulfurile formate şi de a evita reformarea acestora. Acesta va avea deci un **rol dublu** de **„detergent"** şi de **„protejare".** Temperatura sa de fuziune trebuie sâ fie astfel ajustată, încât să fîe complet lichid la temperatura de sudurâ sau de lipire.

In cel de-al doilea caz, pentru evitarea oricăror poluări ale suprafețelor de solidarizat se menține local, în cursul desfaşurării acțiunii în sine, o **atmosferă inertă,** utilizând pentru aceasta **gaze puțin reactive** (de exemplu, gaz carbomc) sau **gaze rare** (de exemplu, argon).

în egală măgură, atunci când condițiile o permit, uneori impunându-se chiar (în cazul sudurii cujet de electroni), se poate lucra şi în vid. Se începe de la un vid destul de crescut, ICT^5 torr; nu doar pentru a evita poluarea aliajului, ci şi pentru a realiza, prin desorbție, netezirea acestuia.

• Structura sudurilor şi lipiturilor

Chiar şi în cazul sudurilor farâ aport, omogenitatea îmbinării este doar relativă. Structura variazâ esențial, la fel ca şi proprietățile mecanice de la nivelul centrului suduni;, spre hmitele acesteia, respectiv fațâ de zonele neafectate de fuziune. De o parte şi de alta a centmlui există o

zonă de tranziție, diferențiată evident şi, în general, **foarte fragilă.** Acest lucru este şi mai evident în cazul lipirilor cu lot. Dacă acestea sunt efectuate corect, elementele constituitive se solidifică, formând fie o structură de soluție solidă, fie eutectică. Din potrivă, dacă temperatura este menținută la un nivel prea crescut şi un timp prea îndelungat, se pot produce modificări între lipitură şi elementele de solidarizat, formându-se o structură heterogenă, cu dendrite şi chiar compuşi intermetalici fragili, **o astfel de solidarizare fiind casantă.**

8.6.1.1. SUDURA

Spre deosebire de lipire, sudarea realizează îmbinarea a două materiale m stare plastică sau fluidă fară aport de material.

Sudura cu legătură continuă

Formarea de legături continue are loc în cursul procedeelor de sudură autogenă, sudură cu arc electric, cu plasmă, sudură electronică şi prin explozie.

• Sudura autogenă (cu arzător)

Procedeul de sudură autogenă este utilizat uneori în protetica fixă la **solidarizarea inelelor de aur** fm-ă aport de metal. Este necesară o anumită îndemânare, deoarece temperatura suprafețelor de îmbinat este crescută foarte rapid, fiind superioară punctului solidus, dar nu ajunge, respectiv nu depăşeşte temperatura punctului liquidus. Astfel, zona interesată îşi păstrează forma, permițând însă schimburi între atomii celor două suprafețe dfi solidarizat. Succesul sau eşecul acestei metode poate fi consecința unui interval de aproximativ zece grade.

In general tipul de arzător utilizat pentru sudura autogenă depinde de natura aliajului de sudat, respectiv de temperatura sa de fuziune. **Pentru oțelurile inoxidabile şi stelite se poate utiliza flacăra oxihidrică sau oxiacetilenică,** pentru **aliaj^ nubile obişnuite arzătorul CU gaz** este suficient, iar pentru **aliaje destinate tehnologiei metalo-ceramice** pot fi utilizate **alte amestecuri de gaz.**

• Sudura cu arc electric

Metoda de sudură cu arc electric beneficiază de căldura degajată de un **arc electric de joasă tensiune,** care se formează **între un electrod şi suprafețele metalice de solidarizat.** Acestea sunt aduse în stare lichidă fară nici o dificultate, deoarece **temperatura** degajată de arcul electric **depăşeşte 5000°C.**

Legătura poate fi asigurată prin aport de **aliaj lichid** fumizat de electrod, în cadrul procedeului de sudură cu **electrod consumabil** sau este realizată fără **nici un aport extern de aliaj, electrodul fiind realizat dintr-un metal refractar** (tungsten) şi nu serveşte decât pentru a ghida şi întreține arcul electric în cazul procedeului de sudură cu **electrod neconsumabil.** Pentru a obține un regim de stabilitate suficientă, trebuie ca **tensiunea dintre extremitățile arcului** să fie cuprinsă între **30 - 50** V, respectiv **regimul permanent de tensiune** este de dorit a fiîntre25-40V.

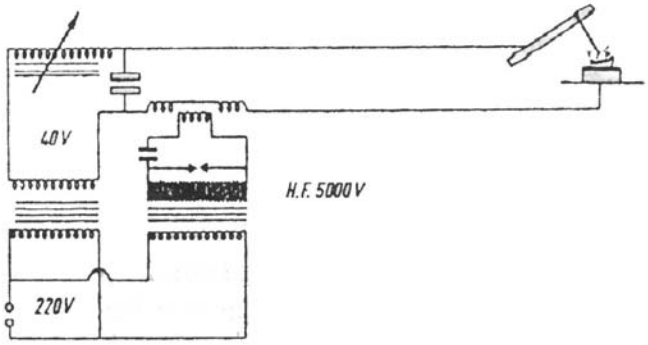
Sudura cu arc cu **electrod „îmbrăcat"** (mascat, protejat) este posibilă datorită acțiunii zgurii care se formează în urma reacției dintre înveliş şi oxizii metalici, asigurând astfel şi decapajul, respectiv protecția zonei de fuziune. Pare seducătoare posibilitatea de a lucra în absența acțiunii poluante a oxigenului din aer, care este foarte activ la temperaturi crescute.

Pentru aceasta este suficient să controlezi atmosfera de sub baia de sudurâ. Astfel este permisă trecerea fluxului şi poate fi luată în considerare chiar **utilizarea unui electrod** refractar, care permite stabilizarea arcului. Sudura propriu-zisă se va face prin fuziunea directă a celor două suprafețe de îmbinat, fârâ aport de metal, într-un **mediu protejat, de gaz inert.**

Alimentarea arcului se face la curent alternativ, beneficiind de **acțiunea „detergentă"** la nivelul piesei de sudat. Gazul de protecție poate fi, m funcție de exigențe, **heliu** sau **argon,** iar electrodul refractar este din tungsten - procedeu cunoscut sub denumirea de **TIG** (Tungsten inert gaz).

Poate fi fblosit şi un electrod consumabil, neînvelit, sub formâ de fir, utilizându-se şi gaz carbonic împreună cu gaz inert (datorită prețului de cost scâzut), procedeul fiind cunoscut sub numele de **MIG** (Metal inert gaz).

Sudurile de tip **TIG** pot fi utilizate atât pentru aliaje nobile, cât şi pentru aliaje nenobile, generatorul fiind de tip altemativ, cu arc auxiliar de stabilizare sau arc pulsat (fig. 8.58.).



Fig, 8i?8, Schema unui generator de arc electric stabilizat la înalta tensiurîe şi triapla frecvența.

Dacă se doreşte sudarea metalelor sau aliajelor foarte oxidabile, chiar şi la temperaturi scăzute, ca de exemplu **titanul,** portiunea sudată trebuie msnțimmtă **„la distanțâ de aer", în mediu protejat de argon sau heliu până la răcirea completâ.(120)**

• Sudura cu plasmâ

Cunoscându-se viteza plasmei în care se dezvoltă arcul, acesta poate servi pentm transfeml de căldurâ la nivelul joncțiunii de sudat. Se poate utiliza un arzător cu o duză izolată şi răcită, pentm a menține atmosfera de gaz rar din jurul electrodului. Arcul se va forma între acesta şi duzâ, plasma formată fimd suflată spre exterior ca o flacârâ, aparatul putând fi utilizat pentru sudură exact ca şi un arzător cu flacârâ foarte fierbinte. în tehnica dentarâ plasma nu asigură o densitate de flux energetic suficient de mare, de aceea nu detaliem procedeul.

• Sudura cu jet de electroni

Cele două suprafețe de unit trebuiesc apropiate mult, încât sâ poatâ fi bombardate de un fascicul de electroni, sub **vid de 10~^{5} torri.** Fuziunea locală a elementelor de solidarizat este provocatâ de impactul acestui fascicul de electroni. Puterea dezvoltată corespunde intensității fluxului de electroni, determinată de tensiunea sub care aceştia sunt accelerați. Ca urmare a gradului de concentrație se pot obține suprafețe de impact de ordinul sutimilor şi zecimilor de milimetm pătrat, astfel încât pentru o tensiune de ordinul a 10^{5} V şi un curent de 0,4 A, vom avea o putere de $4x10^{8}$ W/cm^{2}. **Concentrația de energie este mult superioară față de cea obținută cu arcul electric.** Sudarea cu jet de electroni este foarte scumpă şi la ora actuală nu este un procedeu de rutină.

Sudura electronică este mai penetrantă decât orice alt tip de sudură.

O astfel de instalație este prezentată în fig. 8.59.

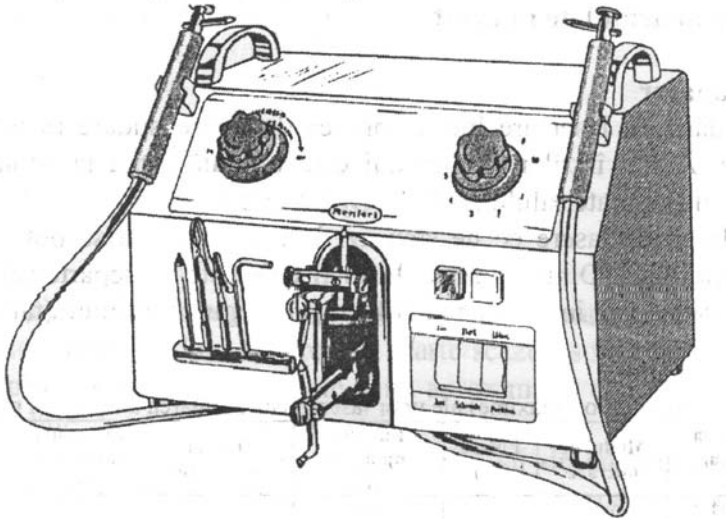


Fig. 8.59 Sudurâ electricâ puctitformă. Instalația Renfert.

• Sudura prin explozie

Sub acțiunea undelor provocate de o explozie, atomii metalici sunt supuşi unor viteze şi presiuni neobişnuite, care se traduc prin ameliorarea proprietăților aliajelor. Nici acest procedeu nu este de mtină

Sudura cu legătură discontinuă

• Sudura prin rezistență electrică

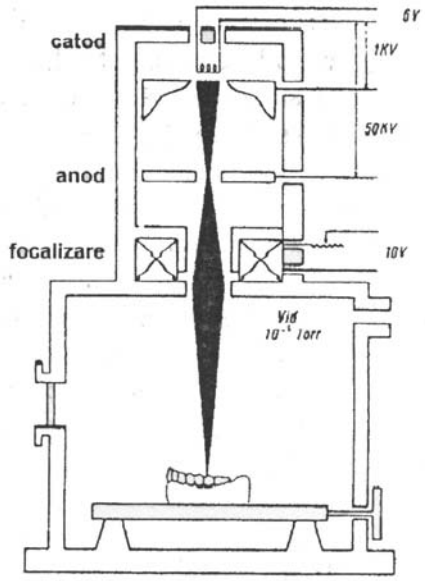


Fig. 8.60. Schema unei instalații dc sudurâ punctiformă prin rezistență electricâ.

Legâtura realizatâ cu sudura prin rezistență electrică este rezultatul acțiunii simultane a căldurii degajate prin efect Joule la nivelul elementelor de solidarizat şi a presiunii sub care acestea sunt aduse m contact.Această modalitate de sudură se face pe puncte, permițând solidarizarea elementelor metalice sub formă de plăcuțe sau fire de la nivelul pieselor protetice. în cadrul procedeului de sudură prin rezistență electrică, concentrația curentului;, respectiv lățimea punctului de sudură depind d<? diametrul electrozilor. **Presiunea de sudură trebuie să fie superioarâ valorii de 100 MP,** respectiv m jur de **100 kg/cm** ceea ce pare enorm, dar poate fi foarte uşor obținută pentm secțiuni punctiforme, de ordinul mm^2 ale sudurii.

Succesiunea punctelor de sudură creează o zonă de slabă rezistență datorită modificârilor structurale locale, mai ales atunci când se doreşte obtinerea unei suduri liniare (fig. 8.60.).

In general **acest tip de sudură se utilizează mai rar în tehnica dentară,** deoarece prezintă pericolul topirii suprafețelor celor două cornponente ce trebuiesc îmbinate. Se foloseşte totuşi la solidarizarea extremităților inelului la capac m confecționarea coroanelor din două bucăți sau la **solidarizarea**

provizorie a intermediarilor la elementele de agregare în vederea lipini cu lot. Acea manoperă se face cu **aparatul de punctat.**

• Sudura cu laser

în cazul sudării cu laser are loc un proces de topire-sudare în urma unui **aport** loi **enorm de energie.** Astfel încălzirea aliajului este limitată strict la zona sudată, evitându-suprasolicitarea termică a materialului.

Din gama largă de lasere ce ne stau azi la dispoziție nu se pot utiliza pentm suda] aliajelor decât câteva tipuri. Dintre acestea, **laserul *CO2,*** este de departe cel mai apreciat dator puterii pe care o dezvoltâ atât în regim pulsatil cât şi în regim continuu. (tabelul 8.1.)

Date tehnice (valori maxime) ale unor lasere pentru sudarea aliajelor şi metalelor

Tipulde laser	liingiiiK'ii iie uniia	Modulde operare	Putere (W)	Encrgia impiilsului (1)	Durata impulsului	Fi-ecYenţa impiilMil	tliYcrgenhi lailiaţici (mrad)	di^iu^tl'i ll linJiiiţi
RUBIN	0,694	puls	-	400	3	5	6	16
N0: STICLĂ	1,06	puls	-	100	15	3	12	30
N0: YAG	1,06	puls	-	120	20	10.000	15	10
N0: YAG	1,06	continuLi	1800	-	-	-	20	8
COi	10.6	puls	-	1000	10-CW	25,000	10	25
COî	10,6	continuu	2000	-	-	. -	10	20

Sudarea cu ajutoml laserelor prezintă unele caracteristici:

a) absența loturilor creşte rezistența la coroziune a sudurii;

b) datorită densității mari de energie se pot suda aliaje nobile cu aliaje nenobile;

c) siguranța sudurii şi reproductibilitatea procesului sunt mai man decât m cazul lip sau Sudării cu microplasmă;

d) solicitarea termicâ redusâ permite efectuarea sudurii chiar pe modelul de lucru.

e) cu laseml se pot solidariza elementele deja placate (cu ceramică sau **RDC)!**

f) sudarea fârâ material de adaos este foarte pretențioasâ. Ea presupune o prelucr perfectă a suprafețelor şi o apropiere uniformă a acestora la maxim 0,1 mm, lucru dificil obținut în practica curentă. Din acest punct de vedere, sudarea cu materiale de adaos e superioarâ datoritâ reproductibilitâtii rezistenței la rupere. în acest caz sudarea are loc p conducerea de câldurâ de-a lungul suprafețelor;

g) sudarea cu laser îşi găseşte aplicabilitatea în special la **restaurările protetice (titan,** pentru **refacerea unui croşet turnat fracturat** sau **corectarea unor defecte de turns** (întâlnite frecvent m urma prelucrării titanului prin tumare)

Sudarea cu laser reprezintă un real avantaj datorită facilității în manipularea laserului superiorității calității piesei sudate față de cea obişnuită cu tehnici convenționale. în plus treb subliniată şi posibilitatea realizării sudurii cu laser direct pe modelul de lucm.

• Sudura cu ultrasunete

Teoretic este posibilâ obținerea unei legâturi intermetalice prin apropierea suficienti atomilor din stratul superficial. Astfel este posibilă solidarizarea metalelor prin presarea la n cum este cazul metalelor nobile, a aluminiului şi cupmlui. Dificultatea apare însâ datoi durității acestor metale, fiind necesare presiuni ridicate, greu de obținut în practică. Aceste fo ar putea fi dezvoltate prin elasticitate şi prin frecare, sub acțiunea unui flux de vibrații ultrason (flux de unde ultrasonice).

Solidarizarea prin fricțiune a elementelor se realizează prin distmgerea stratului superficial de oxizi şi, eventual, prin aderență progresivă, ca şi în cazul procedeelor de frecare simplă.

8.6.1.2. SUPRATURNAREA

Efectuând un examen metalografic al supratumărilor, observăm că legătura intermetalică directă, propriuzisă se realizează într-un procent foarte scăzut, solidarizarea efectuându-se **mai mult prin retenție pur mecanică,** rezultatele fiind aproximativ egale atât pentm aliaje nobile, cât şi pentru cele nenobile.

Dacă., de exemplu, are IQO supratumarea unui aliaj de aur obişnuit peste un element prefabricat (culisă, capsă etc.) din aliaj de aur platinat, temperatura de preîncălzire a acestuia din urmă este inferioară cu aproximativ 200°C față de temperatura de fuziune a aliajului turnat. Astfel, atunci când intrâ m contact, elementul prefabricat va determina practic râcirea aliajului tumat, care şi aşa a pierdut din căldură pe parcursul traseului său în aer, în canalele de turnare şi la nivelul tiparului. Diferența de temperaturâ dintre elementul prefabricat şi aliajul de supratumare va fi deci de aproximativ 500°C. Această diferență este foarte mare, iar timpul contactului în stare lichidâ a aliajului de supratumare cu elementul prefabricat este foarte scurt, astfcl încât nu se realizează modifieârile structurale necesare obținerii unei legături intermetalice. Aceasta şi datoritâ faptului că supmfața elementului prefabri^t este probabil poluata, de atmosfera care domneşte m interioml tipamlui m timpul preîncălzirii.

Realizarea unei legături intermetalice, trebuie sâ îndeplinească o serie de condiții, dintre care câteva au o importanțâ deosebită:

- pentru a asigura o legăturâ optimă, aliajul supraturnat trebuie să intre m contact cu elementul prefabricat (sau tumat în prealabil) pe o suprafață cât mai ffîafe;
- tcmperatura de preîncâlzire trebuie crescută cu lOO^C, respectiv aliajul de supratumare gă fie gupraîncălzit cu 100°C, pentru a atenua diferențele care apar în cursul procesului de răcire;
- este foarte importantă alegerea unui cuplu de aliaje de acelaşi tip, carc să prczmtc o sensibilitate la poluare în timpul preîncălzirii cât mai scâzută, respectiv această atmosferă să fie cât mai puțin agresivă.

Dacâ supratumarea nu se realizează m condiții optime, datoritâ coroziunii în mediu bucal şi a fenomenelor de oboseală care apar la nivelul joncțiunii se poate produce desolidarizarea celor două elemente, compromițând îmbinarea.

8.6.1.3. LIPIREA CU LOT

Lipirea cu lot permite solidarizarea elementelor de agregare cu intermediarii metalici prin adaosul unui material care se topeşte şi se leagă de cele două componente ale restaurării. **Rezistența legăturii depinde de umectarea suprafețelor de lipit şi nu de topirea componentelor metalice.** în cazul unei lipiri corecte cu lot, cele două componente de solidarizat

nu au voie sâ fie topite sau să prezinte modificări stmcturale, prin aceasta deosebindu-se procedeul de sudură.

în cazul lipirii cu lot, **cele două suprafețe trebuie sâ fie perfect curate,** de acea depinzând capacitatea lor de umectare. Produşii de coroziune (oxizi, sulfide) care se formează timpul topirii aliajului sau care apar pe suprafața metalelor în cursul proceselor de preîncălzm încălzire pot compromite lipirea. De aceea, înaintea procesului de încâlzire se aplică suprafețele de lipit un **fondant,** cu rol de **decapant.** Acesta, m timpul topirii, va elimina gazeL produşii de coroziune, prin formarea de combinații chimice sau determinând degradarea lor. fînal, decapantul va fi dat la o part<? d<? către lot, care va adera la suprafețele curate eomponentelor metalice de lipit. Fondanții (decapantii) sunt de obicei compuşi pe bază de **boi** putând avea următoarea compoziție: **borax (Na2B407xlOH20)** 55%, **acid boric,** 35%, **a silicic 10%.** Fondanții sub formâ de pastă sunt cel mai uşor de aplicat, având ca vehicul alcoc sau vaselina, care ard fară reziduuri. Fondanții (decapanții) pe bază de borax sau cu apă evaporâ la încălzire, apărând spații la îmbinarea cu lot. Ca şl decapanți se mai pot util halogenuri alcaline şi fluoruri. Deoarece formarea de oxizi pe suprafețele metalice ce urmeaz^ fie lipite creşte odată cu ridicarea temperaturii, **fondantul trebuie să se topească temperatura de 400-450°C.** în practica curentâ există două momente m care se poate apl lotul:

1. aplicarea lotului se face abia după topirea vizibilâ a fondantului - **lipire cu deschisă;**
2. aplicarea lotului se face pe fondantul netopit - **lipire cu lot închisă** (de exempli cuptorul de ars ceramică).

Antifondantul, antifluxul, antidecapantul este un matenal care se **aplică la lin suprafețelor de lipire, pentru a împiedicâ curgerea lotului pc zonele vecine.** în acest sco utilizează pulberea de **grafit,** îndeosebi pe suprafețe nelustruite şi/sau **roşu de paris** (oxid de dizolvat m cloroform), care se pensulează pe zonele de graniță, împiedicând împrâştierea lot la acestnivel.

Compozitia chimică a lotului este asemânâtoare (cu diverse adaosuri) aliajului din sunt confecționate componentele ce urmează sâ fie lipite, existând **loturi** 5pcdfke, **pentru al nobile** şi **nenobile.**

Componentele metalice care urmcază să fie lipite cu lot trebuie Stabilizate, în gen' prin ambalare, respectiv fixate m poziție corectâ. Masa de ambalat pentru lipirea cu lot est bazâ de cuarț, cu o expansiune scăzută de priză. în tehnologia protezelor fixe, lipirea cu lot indicatâ în următoarele situații (93).

- SOlidarizarea componentelor protezelor parțiale fixe din două sav mai multe bucăți
- întărirea ariilor de contact proximale;.
- „umplerea" defectelor de tumare (minusuri, pori, bule etc.);
- relipirea (resolidarizarea), după fracturarea unor lipituri anteriore cu lot;
- lipirea cu lot a aliajelor pentm metalo-ceramicâ, după arderea ceramicii (în cupl de ars ceramica).

LIPIREA MOALE

Lipirea moale se practicâ pe metale neferoase şi aliaje inoxidabile, respectiv pe **cupi aliaje pe bază de cupru** şi mai este **denumită impropriu** şi **„sudură cu staniu",** deoarece utilizate predominant aliaje pe bază staniu. în practica curentă, cele mai utilizate sunt **alis binare (staniu - plumb),** cu un conținut variabil m staniu (între 18 şi 65 %) m funcți destinație; **aliajele ternare** (staniu - plumb - antimoniu) şi **loturile „moi"** pe bazâ de stan **zinc,** pentru **aiiaje de**

aluminiu şi de zinc. Aceste aliaje pot fi însă mai complexe, respectiv pot conține cupru sau argint, pentru a creşte rezistența la fluaj.

Staniul şi plumbul creează mediul formării unui eutectoid, ceea ce explică faptul că **toate lipiturile realizate cu aceste metale** au **puncte Hnale de solidificare** identice, **la temperatura de 183°C.** în cazul lipirilor cu lot, punctul care marchează debutul solidificării poate fi prelungit, pe măsură ce aliajul se îndepărtează de stmctura eutecticâ. Astfel, aliajele care conțin 65% staniu prezintă un interval de 183 - 185°C, iar cele care conțin doar 20% staniu, un interval de 183 - 275°C. Prin urmare **aceste lipituri** se **realizează la temperaturi scăzute.** Chiar dacă sunt corect realizate, **rezistența lor este scăzută (de** 3,5 - **4,5 kg/mm^2)** şi de aceea ele se utilizează **foarte rar.**

LIPIREA TARE sau DURĂ

Lipirea dură prezintă o rezistență crescută, putând atinge evalori de 60-70 daN/mm , asigurând legăturii o rezistență intrmsecă suficientă pentm a realiza o lipire **pseudosudură „cap la cap".** Lipirea se face cu **lot** (aliaj de aport) care asigură legătura prin penetrarea prin capilaritate m intervalul (spațiul) existent între elementele de agregare şi corpul de punte.

Lipirile dure (cu rezistență crescută) se pot realiza cu **loturi pe bază de argint sau cupru, pentru aliaje nenobile,** respectiv pe bază de **aur, argint sau cupru, pentru aliaje nobile.**

• Lipirea dură a aliajelor nenobile

Componentele metalice din aliaje nenobile pot fi solidarizate prm lipire dură cu diferite **loturi, pe bazâ de alîaje binare** (cupru argint), **ternare** (cupru-argmt-fosfor, cupm-argint-zmc, cupru-argmt-paladiu) sau **cuaternm** (cupru-argint-zinc-cadmiu), putând conține şi **alte elemente,** ca de exemplu **indiu, galiu, antimoniu, nichel, aur.**

Foarte frecvent sunt utilizate aliajele pc bazâ de cupm-argint, care stau la baza majorității loturilor de argint. Aceste două metale formează un mediu de soluții solide reciproce, având **o limitâ de solubilitate la 780°C de** 8% şi care scade foarte mult la temperaturi obişnuite. Cele două soluții solide formează la 779°C un eutectic, cu 72% argint şi 28% cupru. **Adaosul de zinc şi/sau de cadmiu** duce la scăderea temperaturii fmale de solidificare la aproximativ 600°C. Adaosul de **paladiu până la** 5% **duce la înmuîerea lotului de argint şi aderarea lui de oțelurile inoxidabile şi aliajele Ni-Cr,** fapt ce permite lipirea corectâ a acestora. S-a încercat lipirea acestor aliaje şi cu loturi de argint cu adaos de mangan, dar cu rezultate inferioare lotului cu adâosun de paladiu^ acesta din urmă fiind de preferat.

Fondanții (decapanții) cei mai utilizați sunt pe bază de **borax sau borat de sodiu** topit sau sub formă de pulbere, la care se poate adâuga acid boric. De asemenea, se pot utiliza şi fluorboratele alcaline, fluorurile şi clorofluomrile alcaline. Florurile solubilizează oxizii de crom şi de nichel. Pentru scâderea temperaturii de topire a fondanților (decapanților) se adaugâ carbonat de sodiu, de potasiu sau de crom. Decapantul va permite curgcrca, prin capilaritate a lotului pe suprafața ptegâtită pentru lipit, lipiturile cele mai bune realizându-sc m situațiilc când spațiul dintre componentele de solidarizat egte de 10-20 *[im.*

După realizarea lipirii, este bine cajoncțiunea obțmută să fie acoperită cu un strat aderent de decapant solid, care trebuie îndepârtat prin prelucrare şi lustruire.

Lipirea propriu-zisă, respectiv topirea lotului se poate face cu **arzător** (cu flacără), **în cuptor, prin inducție, rezistență electrică** etc. Topirea cu flacârâ (cu arzător) poate fi facută fără alte precauții, dacă elementele de solidarizat au fost fixate m prealabil în poziție prin puncte

de sudură (prin rezistență electrică, cu arc electric etc.). în majoritatea cazurilor, componentele de lipit sunt ambalate m prealabil, fiind solidarizate cu cearâ. Spațiul necesar lipiturii se obține prin topirea cerii m cursul procedeelor de preîncălzire şi de încălzire localâ a tiparului reahzat până la temperatura de topire a lotului, fapt ce va favoriza fuziunea lotului şi a decapantului.

• Lipirea dură a aliajelor nobile

Dacă la lipirile cu lot a aliajelor nenobile, diferența dintre temperatura de topire a lotului şi a aliajului componentelor de solidarizat este de 800-1400°C, la aliajele nobile această diferențâ este fbarte scâzutâ, dc doar câteva zeci d® grade, ceea ce impune o precauție deosebită, pentru a nu produce local decristalizarea, cu modificarea proprietăților aliajului din care sunt confecționate elementele de solidarizat.

Lotul are o compoziție sensibil identică cu cea a aliajului din care sunt confecționate elcmentele ce urmeazâ a fi solidarizate, fiind scăzutâ uşor doar temperatura de fuziune, prir adaosuri de zinc sau de cadmiu. Se elimină complet paladiul şi platina, care în concentrațh egale cresc temperatura de topire.

Decapanții indicați sunt aceiaşi cu cei utilizați la lipirea cu lot de argint a aliajeloi nenobile, rolul lor fiind mai puțin important în cazul aliajelor nobile, care nu oxideazâ, putând f utilizați în cantitâți foarte mici.

Componentele care urmeazâ sâ fie lipite sunt solidarizate provizoriu cu ceară sau *c* răşini care ard fară reziduuri, lăsându-se un spațiu corespunzător lotului, ținând cont şi d< dllatarea aliajului. Ansamblul este ambalat cu o masă de ambalat cu granulație mare degajându-se doar zona unde trebuie sâ pătmndâ lotul. După priza masei de ambalat, ceara est îndepârtata cu apă clocotită (eventual arsă, farâ reziduuri), suprafețele de lipit se degresează ci detergent, ansamblul se intruducc în cuptoml de preîncâlzire, respcctiv de încalzlre, până la i temperatură apropiată de cea de topire a lotului. Urmează aplicarea decapantului şi a lotuk (plâcuțe, perle etc). Regiunile învecinate, unde nu dorim să ajungâ lot, vor fi tratate în prealab:
cu un antidecapant. Curgerea lotului se realizeazâ prin capilaritatc. Dacă topirea lotului se fac cu flacârâ (cu arzător) trebuie avută mare grijâ Sâ nu se încâlzească componentele de lipit până 1 temperatura de fuziune.

După lipire, se lasâ tiparul la râpit, se dezambalează, se mdepărtează excesul de decapai şi proteza se lustmicşte.

LIPIREA CU LOT A PROTEZELOR PARȚIALE FIXE DIN DOUĂ SAU MAI MULTE BUCĂȚI

în general, la protezele parțiale fixe din două sau mai multe buîâți, dm diverse motive (c exemplu lipsa de paralelism a dinților stâlpi) elementek de agregare sunt realizate separat (intermediari, fiind necesarâ solidarizarea ulterioară a acestora.

Ittițial se realizează lipirea cu lot a corpului de punte de elşmentul de agregare cel m mic, fiind necesară o amprentâ de situație a celor două componente poziționate pe modelul (lucru, după care urmează lipirea de ekmentul de agregare cel mai voluminos, în urma un amprente a ansamblului elemente de agregare - intermediari, a câror adaptare a fost verificată cavitatea bucală.

Instmmentele şi materialele necesare realizârii unei lipiri cu lot sunt următoarele (93):

- spatulâ şi bol de cauciuc;
-gips de amprentâ;
- pastâ de înregistrare a ocluziei;
- plăcuțâ de sticlă sau bloc de hârtie pentru malaxare;
-vaselinâ;
- cuțit de ceară şi instmmente de modela (de adiție) a cerii (instmmentele PK Thom nr. 1 şi 2), creioane cu mină de grafit;
- piesă de mânâ (micromotor);

- freze globulare;
-ceară de lipit şi ceară de modelat;
-masă de ambalat specifică lotului utilizat;
-măsuță vibratorie;
-arzător;
-trepied şi grilâ;
- decapant specific lotului şi aliajului utilizat;
- lot, corespunzător aliajului ce urmează să fie lipit;
- pistol de topit lotul
- cleşte de tumare etc.

Prezentăm în contimiare **etapde tchnice** de realizare a lipirii cu lot:

• Elementele de agregare sunt poziționate pe un model, fară bonturi mobilizabile (fig. 8.61.)

• Elementele de agregare (coroane de acoperire) şi corpul de punte sunt poziționate corect pe model şi se realizează o cheie vestibulară, pentru a menține fixă poziția corectă a acestora (fig. 8.62. a). Această cheie (amprenta poziției corecte a componentelor ce urmează să fie lipite cu lot) poate fi realizată cu gips, ceară de lipit, acrilat, pastă **ZOE.** Cu acelaşi material se va realiza şi o cheie ocluzală, după vaselinarea (izolarea) suprafețelor ocluzale ale dințilnr vfidni (fig. 8.62. b). Cheia - amprentă, după priza materialului se îndepărtează de pe model, secționându-se marginile, astfel încât acestea sâ prezinte o libertate de 0,5 mm şi sa depăşascâ cu 3 mm elementele de agregare care urmează să fie lipite (flg, 8.63.).Astfel se poate asigura o grosime uniformă masei de ambalat, fâră sâ apară deformări, respectiv modificâri ale poziției coroanelor sau a corpulm de punte. Grosimea cheii de ocluzie este de 6 mm.

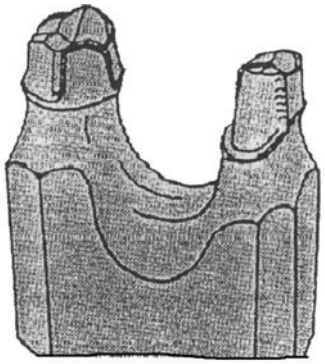


Fig. 8.61. Macheta elementelor de agregare pentru o puntc din doua sau mai multe bucați se realizează pe un model la care bonturilo nu aunt separate între ele (93).

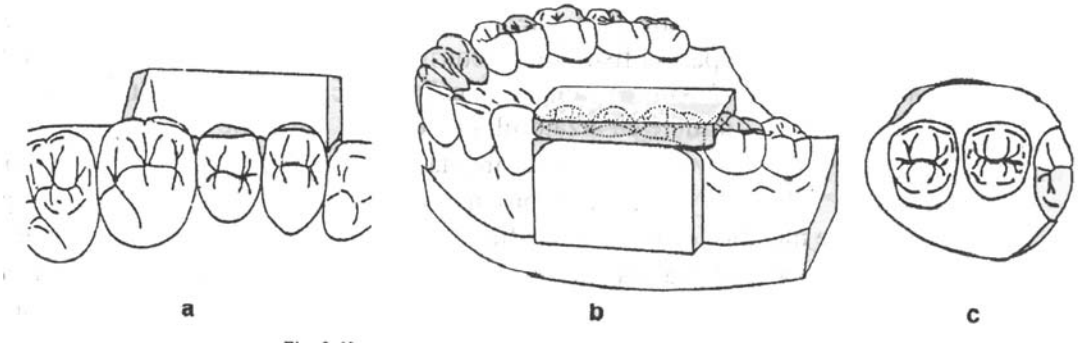


Fig. 8.62. a - Realizarea cheii: a - vestibulare; b., c. - ocluzale.

Rezistența mecanica a und Hpituri cu lot depinds de dimensiunea spațiului dintre elementele de solidarizat (fig. 8.63). Acestea nu au voie să fie m contact, deoarece se pot produce distorsiuni. După Korber, (65) distanța optimă dintre componentele care trebuie lipite este de 0,02 - 0,2 mm, în cazul unor suprafețe paralele. **în situația unor** spații mai mari există riscul sâ apară goluri de solidificare, ca şi în cazul unor suprafețe neparalele (fig. 8.64). De asemenea, în cazul unor suprafețe divergente, lipitura poate fi foarte uşor defbrmatâ.

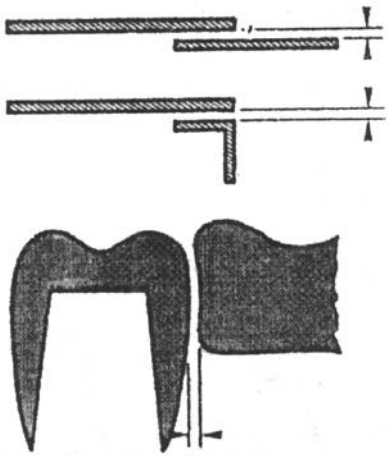


Fig. 8,63. Spatiul (hiatusul) dintrs intermediari şi elementul de agregare trebuie sâ aibâ o intindere constantâ atât în cazul lipirii în suprafață, a lipirii peste un unghi, cât şi a lipirii unor suprafețe protetice, conformate paralel.

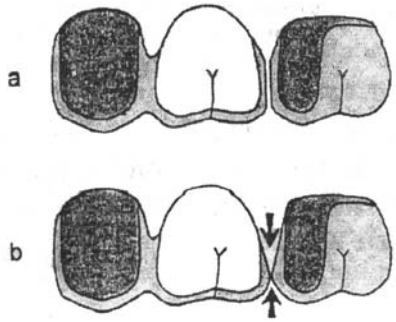


Fig. S.64. în cazul lipirii unor suprafețe paralele (a) apar mult mai rar deformări, decât în cazul unor fețe ncparalele (b).

• în continuare, elementele de agregare şi corpul de punte se îndepârtează, de pe model, se poziționeazâ în cheia ocluzală şi se lipesc cu ceară în cel puțin trei puncte după care se umple cu ceară spațiul pentru lot pentm ca să nu pătmndă masa de ambalat la acest nivel (fig. 8.65.a). Conformatoml pentru ambalare se face cu folie de ceară de 2,5 cm lățime (fig. 8.65.b), astfel încât sâ rămână un spațiu de 3 mm între oomponentele turnate şi pereții conformatorului.

• După priza masei de ambalat se spală ceara cu apâ clocotită, se îndepărtează cheia de ocluzie din gips şi se taie în masa de ambalat două „pâlnii" în formă de V, vestibular şi oral de zona unde urmează să se realizeze lipitura (fig. 8.66. a), după care se marchează cu creion de grafit (rol de antidecapant) limitele suprafețelor de lipit, împiedicând astfel curgerea lotului peste aceste limite (fig. 8.66. b)

Tehnologia lipirii:

„Pâlnia" orală trebuie tăiatâ mai larg, deoarece la acest nivel se va introduce lotul şi se va realiza topirea lui^ servind astfel drept **„con de turnare"** pcntru lot (fig. 8.67.), Urmează **preîncâlzirea în cuptor a tiparului** (blocului de lotuit) pânâ la temperatura de 815-850°C respectiv temperatura corespunzâtoare aliajului din care sunt confecționați intermediarii, elementele de agregare şi lotul pentru a cvita apariția fisurilor, fracturilor, respectiv desolidarizarea la nivelul blocului de lotuit. încălzirea se poate face şi timp de 10-15 minute cu arzătorul, blocul fiind aşezat pe un trepied.

• Pe blocul ambalat şi preîncălzit, se aplicâ (se plimbă) oflacără (produsâ de arzător) timp de 2-3 secunde, până când componentele metalice ce urmează să fie solidarizate devin uniform incandescente. In pâlnia orală se aşează câteva plăcuțe sau granule de lot (mârime de 2-3 mm), după ce m prealabil pe acestea a fost aplicat (pensulat) decapanml (fondantul). Lotul se va topi prin căldura componentelor metalice de lipit şi nu direct cu flacără.

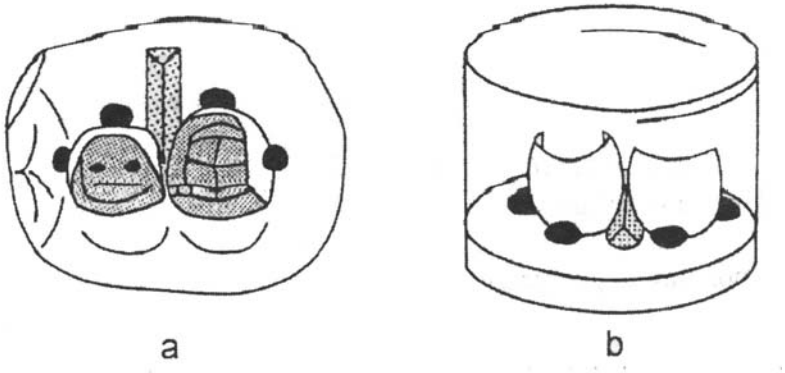


Fig. 8.65. a- Lipirea cu ceară a elementelor de agregare şi a intermediarului la cheia de ocluzie şi umplerea cu ceară a spatiului pentru lot;b - realizarea conformatorului pentru ambalare cu folie de ceară de 2,5 cm lățiine. (93)

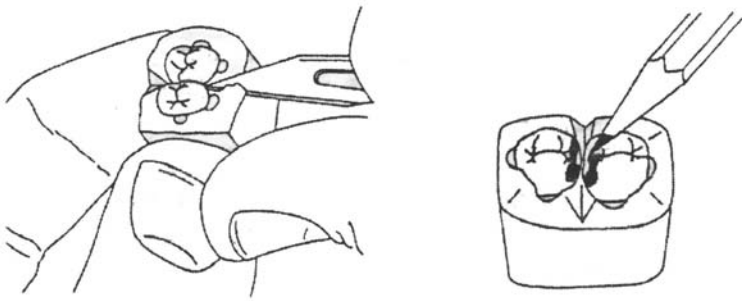


Fig. 8.66- a. In masa de ambalat se taie două pâlnii, vestibular şi oral de zona de lipit; b, limitde suprafstslor de lipit se maroheaza cu un crcion cu mina dc grafit. (93)

Flacăra arzătomlui va fi direcționată pe blocul din masâ de ambalat, cu o înclinare de 45°, pentru a mări suprafața şi a evita supraîncălzirea punctiformă. Direcția flâcârii trebuie să fie orientată dinspre fața pe care lotul nu a ajuns, pentru ca, prin aport de căldură, sa favorizeze o mai bună curgere a acestuia în spațiul dintre componentel^ de solidarizat (flg. 8.68)

- După realizarea lipirii, blocul din masă de ambâlât se lasâ pe trepied (pe stativ) la răcit lent. Dacă răcirea se face brusc, pot apare tensiuni care determină deformări.
- înainte de lipirea cu lot, **suprafețele** ce urmează a fi îmbinate **nu trebuiesc lustruite,** deoarece **pastele de lustruU conțin oxizi de fier, care vor împiedica curgerea lotului.**

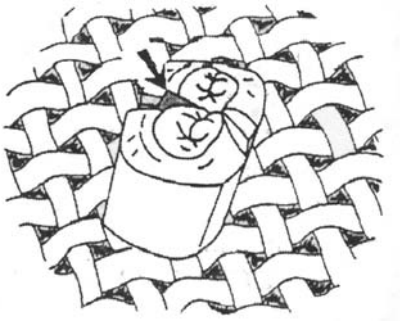


Fig. 8.67. Lotul se depune şi se topește în pâlnia orală, realizată mai larg decât cca vestibulara (93)

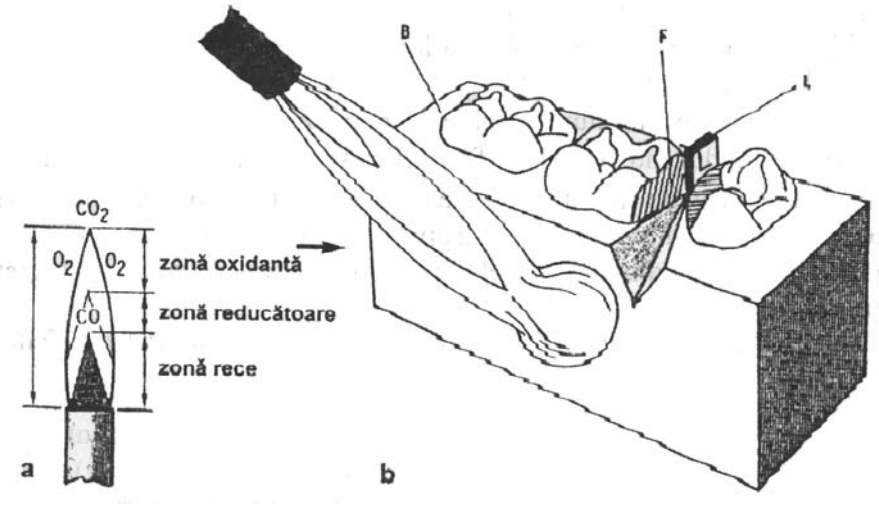


Fig 8.68. Tehnologia lipirii: a- Flacăra arzătorului, cu cde trei zone; reee, redueatoare şi oxidantâ; b. pe plâcuțelc dc lot (L) şi suprafetele **de** lipit se aplică decapantul - fondantul (F), iar încâlzirea blocului de masă de ambalat (B) se tace prin aplicarea flacârii la o înclinație de 45°. .

După dezambalarea protezei lipite cu lot, aceasta va fi dezoxidată şi prelucrată, apoi se verifică adaptarea ei pe model. Apariția tensiunilor nu este de dorit. Se verifică închiderea marginalâ la nivelul elementelor de agregare şi stopurile ocluzale (în articulator). Apoi se trece la operațiunile de finalizare a protezelor, respectiv pentru cele integral metalice la finisarea şi lustmirea lor, iar pentru punțile mixte metalo-polimerice la realizarea placajului.

Dacâ se doreşte solidarizarea cu lot a unor **punţi metalo-ceramice din două sau mai multe bucăţi, aceasta se realizează după arderea ceramicii,** prin aşa-zisul procedeu de **lipire închisâ** (în cuptorul de ars ceramica). Pentru aceasta, suprafeţele care urmează sâ fie lipite trebuie să fie conformate corect la nivelul scheletului metalic încâ din faza de machetare (fig. 8.69), respectiv suprafaţa de lipitrebuie sa fie poziţionata cat mai spre ocluzal, pentm a nu bloca ambrazurilc ccrvicalc prin curgerea lotului la acest nivel(112)

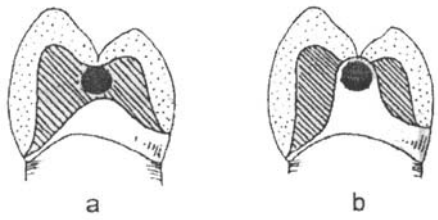


Fig. 8.69. Conformarea suprafetelor ce urmează să fie.lipite cu lot la nivelul scheletului metalic ai unei punţi mctaio-ceramice din doua sau mai multc bucâţi; a. incorect; b. corect

După răcirea blocului şi dezambalarea piesei protetice lipite se verifică zona de solidarizare. Lipitura este consideratâ necorespunzâtoare atunci când pe suprafaţa ei apar goluri, pori, datorită supraîncălzirii lotului şi atunci când existâ spaţii (hiatusuri) între lot şi elementele de solidarizat, fapt ce poate apare dacâ nu s-a aplicat corect decapantul sau dacă lotul nu a fost suficient încălzit.

Dacă nu se observă nici una din aceste deficienţe, se trece la prelucrarea şi finisarea finală, urmând verificarea protezelor fixe întâi pe modelul de lucm. Ulterior ea se **verifică pe câmpul protetic în cele trei sfere (cervicală, proximală şi ocluzalâ)** se fixează provizoriu şi apoi se cimentează sau se lipeşte pe stâlpi.

ACCIDENTE ŞI EŞECURI ALE LIPIRII CU LOT

Deşi pare simplu, procedeul de solidarizare a punţilor din două sau mai multe bucâţi prin lipire cu lot poate prezenta unele dificultâţi, fiind obligatorie respectarea condiţiilor tehnologice, accidentele şi eşecurile putând apărea datorită următoarelor cauze'

- supraîncâlzirea cerii de lipit duce la conrractarea ei, cu modificarea suprafeţei dc lipit,
- dacă înainte de fixarea componentelor punţii în cheia de ocluzie, ceara nu este răcită complct, poate apare modificarea poziţiei acestora;dacâ blocul din masâ de ambalat nu a fost încălzit suficient, lotul nu va curge complet în gpaţiul corespunzător;
- prin supraîncălzirea lotului se măreşte granulaţia acestuia, aliajul devenind foarte fragil şi casant, ducând la apariţia fracturilor sub acţmnea forţelor ocluzaie;
- dacă lotul se depune m cantltate prea mare şl nu se aplicâ antidecapantul la limita zonei de lipit, lotul va curge pe suprafeţele învecinate, cu închiderea ambrazum cervicale şi/sau contaminarea feţelor vestibulare, orale şi ocluzale îngreunând ulterior munca tehnicianului.

Prin respectarea strictâ a condiţiilor de lucm, aceste accidente pot fi cvitate, cu realizarea unor lipituri corecte.

8.7. DIFICULTAŢI DE INSERARE A PROTEZELOR PARTIALE FIXE

Nu întotdeauna inserarea unei punţi pe dinţii stâlpi este o manoperă facilă. In practică

există adeseori situații când stâlpii naturali sau artificiali sunt basculați și nici chiar o preparație la limite maxime cu sacrificarea organului pulpar nu permite inserarea restaurării fixe. Există un consens, m sensul că o înclmare de 3° față de verticală permite inserarea unei proteze parțiale fixe.

Dacă lipsa de paralelism a stâlpilor nu mai poate fi compensată prin șlefuire (fig. 8.70.), atunci se poare apela la **restaurări protetice fîxe speciale,** prevăzute cu conexiuni între elementele de agregare (de obicei mezial) și corpul de punte prin înșurubare, la telescopare sau la includerea unor culisc intra- sau extracoronare (fig. 8.71)

In cazul unui sistem telescopat, capa primară se realizează pe stâlpul divergent, astfel încât pereții axiali extemi să prezmte o înclinare de 3° față de verticală. Ulterior, proteza parțială, cu elementul de agregare secundar se inseră, peste capa primară cimentată în prealabil, ca orice restaurare obișnuită (fig. 8.72.). Dacă lipsa de paralelism nu poate fi compensată din șlefuire sau prin intermediul unui sistem telescopat, se recomandă realizarea unei restaurări fixe cu sistem articulat, de exemplu prin intermectiul unei culise intracoronare (fig. 8.72.b).

In funcție de gradul lipsei de paralelism a dinților stâlpi, Korber recomandă corectarea acestuia în modul următor:

- **înclinarea unui stâlp până la 15°** -șlefuirea fețelor axiale a ambilor dinți stâlpi cu o înclinare de 6* față de verticală (fig. 8.73. a);
- **înclmarea unui stâlp între** 15-25° - la nivelul stâlpului divergent se realizează ca element de agregare o coroană cu grosime dirijată, carc va avea contact cu bontul doar în regiunea cervicală, inserția punții facându— se prin rotație
- **înclinarea stâlpului de** 25-35° - se recomandă realizarea unei restaurâri pe sistem telescopat, compensarca lipsei de paralelism facându-se la nivelul capei primare (fig. 8.73.C, după 63)

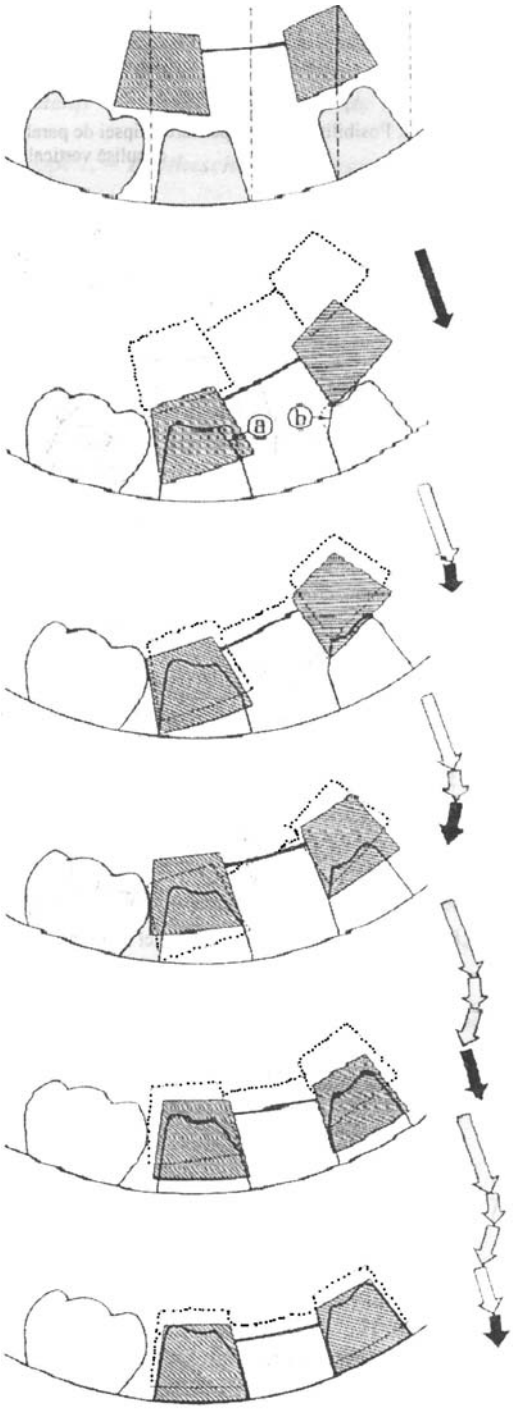


Fig. 8.70. Posibilități etapizate de "retușare"a preparațiilor în situația când o protezâ parțială fixă pe doi stălpi apropiați și lipsiți de paralelism se inseră pe câmpul protetic (după Haupl); a și b sunt zonele unde se intervine.

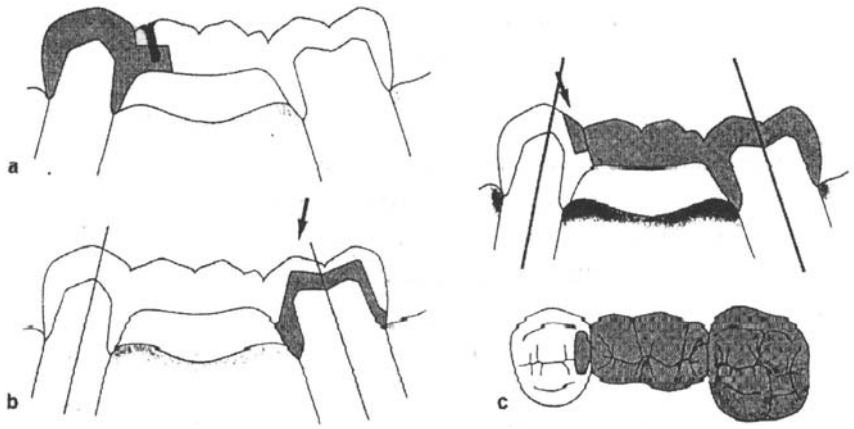


Fig.8.71. Posibilit&ți dc compcnsarc a lipsei dc paraldism a stâlpilor (schema): a. conexiunc prin înîurubare; b. siatcm tclcsoopic;c. culisa venicalâ in „T", intracoronara, pe stâlpul ine2ial.

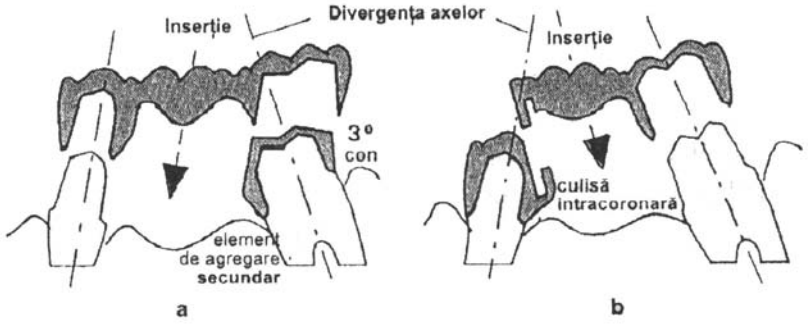
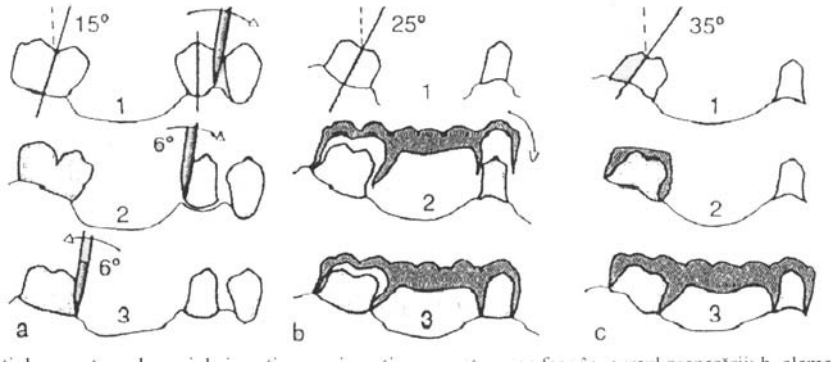


Fig. 8.72. Metode de compensare a lipsei de paraleltsm a unor stâlpi: a. sistem telescopat; b. sistem articulat cu culisa intracoronara.



Fig,8,73. Posibilitați de inserție a unei punți: a. corectarea se face în cursul prcpararii; b- elementele de agregare sunt coroane cu grosime dirijatâ, iar inserarea are loc printr-un procedeu de rotatie; c. prin sistem telescopat.(63)

8.8. Bibliografie

1. Abrams H., Kopczyk R.A., Kaplan A.L.- *Incidence of anterior ridge deformities in partially edentulous patients.* J Prosthet Dent 1987; 57, p. 191-194.
2. Allison J.R., Bhatia H.L. — *Tissue changes under acrylic andporcelam pontics.* J Dent Res 1958; 37:66-67.
3. Ante J.H. - *Construction ofpontics.* J Can Dent Assoc 1936; 2, p. 482-486.

4. Becker C.M., Kaldahl W.B. - Current theories of crown contour, margin placement and pontic design. S *Prosthet*

Dent 1981, 45, p. 268-277.
5. Behrend D.A. - The design ofmultiple pontics. *J Prwthet Dent 1981,46, p. 634-638.*
6. Behrend D.A. - The mandibular posterior fixed partial denture. *J Prosthet Dent 1977, 37, p. 622-638.*
7. Bergenholtz G., Nyman S. - Endodontic complications following periodontal and prosthetic treatment of patients \vlth periodontal disease. *J Periodontol 1984, 55, p. 63-68.*
8. Bouchon F., Poggioli J. - Morphologie des intermediaires de bridge. Actualites Odonto Stomatol, *1960, 51,*
9. Bowles R.O. - Fixed bridges with special reference to tissue contact pontics and inlay abutments. *J Am Dent Assoc 1931,18,p.1521-1537.*
10. Boyd H.R. - Pontics in fîwd partial detiturcs. *J Prosthet Dent 1955, 5, p. 55-64.*
11. Bratu D., Leretter M., Romînu M., Negruțiu Meda, Fabrycky M. - Coroana mixtă, *Helicon, Timişoara Ed. a II-*
12. Bratu D., Luca C., Gluhovschi G, Uram-Țuculescu S. - Pacienți cu risc în cabinetul de stomatologie. *Timisoara medicală XXXVIII, 1993, Nr. 3-^.*
13. Breustedt A., Lenz E., Musil R., Stageman G., Taege T., WeiskopfJ. - Prothesche Stomatogie, *J Ambrosius BathLeipzig 1981.*
14. Bryan A.W. — Some common defects m operative restorations contributing to the injiiry of the supporling structures. *JADA 1927, 14, p. 1486.*
15. Budde C.C. - Porcelain baked roots infixed bridgework. *J Am Dent Assoc 1928, 15, p. 1914-1916.*
16. Budtz-Jergenen E., Isidor F. -A 5-year longitudinal study ofcantileveredfixedpai'tial dentures compared with removable partial dentures in a geriatric population. *J Prosthet Dent 1990, 64, p. 42-47.*
17. Burlui V. - Protetică dentară, *Curs, Lito IMF laşi 1988.*
18. BurluiV.,MorărasuCâtălma-Gwo/o/o^â,Ed.Apolonia, laşi, 2000.
19. Cavazos E. - Tissue response to fixed partial denture pontics. *J Prosthet Dent 1968, 20, p. 143-153.*
20. Clayton J.A., Green E. - Roughness ofpontic maîerials and dental plaque, *J Prosthet Dent 1970, 23, p. 407-411.*
21. COSta E., Ene L. $i COlab. - Proteica dentară, *Edit. Medical^, Bueuregtî /P7J.*
22. Crşusot C. - Face cacneG des nombres. *Paris' ddition* Dcvry, 1977-*
23. Crispin B.J. - Tissue respQnse toposterior denture base-typepontics. *J Prosthet Dent 1979, 42, p. 257-261.*
24. Dewey K.W., Zugsmith R. - An experimental sîudy oftissue reacîioyis about porcelam roots. *J Dent Res 1931,*
25. DobSOn N.J. - The Vălttfî ofporceîain in artificial root inserîion. *DentCosmos 1921, 63, p. 247-248.*
26. Doremieux J.L., Doremieux H. - Amenagement des espaces proximaux reduits: le systeme DO. ***Clinic 1996,*** *17(6). p. 317-323.*
27. Dor6mieux J.L., Doremieux H. - Reconstitution des espaces proximaux perdus: le systeme DO. *InfDent 1995, 28,p.2163-2165.*
28. Doremieux J-L,, Dor6mieux H. - Element intermediaire de br'idge; Esthâtique et CQnforț. *Les Cahiei'S de Prothese 1998,102, p. 63-71.*
29. Eissmann H.F., Radke R.A,, Noble W.H. - Physiologic design cri- tenaforfîxed dwtal restorations. *Dent Clin North Am 1971, 15, p. 543-568.*
30. Ene L,, lonescu A. - Froteza scheletatâ, *Ed. Medicală Bucureşti 1982.*
31. Ene L., loniță S. - Tratamentul pr'm punte dentarâ al edentației parțiale reduse, *Curs IMF Bucureşti, 1982.*
32. Erhardson S., Carlson J., Wictorin L. - Brottmekanisk dimensionering av dentale gutdtodninger. *Swed Dent J 1980,5,p.l-62(Suppl.),*
33. Erpenstein H., Kerschbaum Th., Fischbach H. - Venveildauer undklinische Befunde bei Kronen und Brucken - eine Langzeitstudie. *DZZ 1992, 47, p. 315 - 319.*
34. Fauchard P. -Le chirurgien dentiste ou traite des dents. *2 Bande. Paris 1728.*
35. Faucher R.R. -A systemfor localizing pontics. *J Prosthet Dent 1984, 52, p. 643-647.*
36. Fuhr K. - Festsitzende Brucken. In: Hupfauf L. (Hrsg.): Festsitzender Zahnersatz. *2. Auflage, S. 219 - 276. Urban & Schwarzenberg, Munchen-Wien 1987.*
37. Gade E. - Hygienic problems offîxedrestorations. *Int Dent J 1963, 13, p. 318-330.*
38. Garber D.A., Rosenberg E.S. - The edentulous ridge in fixed prosthodontics. *Compend Contin Educ Dent 1981,2, p. 212-224.*
39. Găucan C. - Procedee restaurative în distrucțiile coronare întinse. *Edit. Medicală, 1989.*
40. Glickman I. - Parodontologie clinique; dessinons I'os. *Paris: editions Julien Prelat, 1974, p. 966-969.*

41 'Gossenzadeh C. - Etude clinique systematique sur l'etat de la fibromziqueuse gingivale au niveau des elements

intermediaires depont [these n[0] 298], *Geneve: Univ. de Geneve, 1972.*
42. Harmon C. - Pontic design. *J Prosthet Dent 1958, 8, p. 496-503.*
43. Hawkins C.H., Sterrett J.D., Murphy H.J., Thomas J.C. - Ridge contour related to esthetics and fimction. *J Prosthet Dent 1991, 66, p. 165-168.*
44. Henry P.J., Johnston J.F., Mitcheli D.F. - Tissue changes beneath fixed partial dentures. *J Prosthet. Dent 1966, 16,p.937-947.*
45. Hirshberg S.M. - The relationship of oral hygiene to embrasure and pontic design - A preliminary study. *J ProsthetDent 1972, 27, p.26-38.* , • . [n]
46. Hobo S., Shillingburg H.T. - Porcelainfused to metal: Tooth preparations and coping design. *J Prosthet Dent 1973,30,p.28-36.*
47. Hoffmann-Axthelm W. - Die Geschichte der Zahnheilkunde. *Quintessenz, Berlin 1985.*
48. Hood J.A. - Stress and deflectlon ofthree different pontic designs. S *Prosthet Dent 1975, 33, p. 54-59,*
49. Isidor F., Budtz-Jorgensen E. — Periodontal conditions followmg treatment with distally exteending cantilever ridges or removale partial dentures in elderly patients. A 5-year study. *J Periodontol 1990, 61, p. 21-26.*
50. Johnson G.H., Leary J.M. — Pontic design and localized ridge, augmentation m fixed partial denture design. *Dent Clin North Am 1992, 36, p. 591-605.*
51. Johnston J.F. — Ponticform and bridge design: A new survey (Part l), *III Dent J 1956, 25, p. 272-279.*
52. Kaldahl W.B., Tussing G.J., Wentz F.M., Walker J.A. - Achieving an esthetic appearance withfixedprosthesis by submucosal grafts. *J Am DentAssoc 1982, 104, p. 449-^152.*
53. Kaqueler J.C., Weiss M.B. - Plaqne accumulation on dental restorative materials. *IADR 1970, Abst 615:202.*
54. Karlsson S. — Failures and length ofservice infixed pros— thodontics after long—term junction. A longitiidinal c/inicnf sfiifly *Swed nent 1 108Q, 11, 185 - 192-*
55. Kâyser A.F., Plasmas P.J. - Kronen und Bruckenproihetlk. *Deutscher Ârtzâ - Vfiflag, I<6ln 1985.*
56. Kerschbaum Th. - Uberlebenszeiten von Kronen- und Bruckenzahnersatz *AeM^.Zahnärztl Mitt 1986, 76,*
57. Kerschbaum Th. - Zur Bedeutimg von Nachuntersnchungen in der zahnärztlichen Prothetik. *Dtsch Zahnârztl Z 1983,38,p.990-997.*
58. Kerschbaum Th., Leempoel P. - Kronen vnd Bnicken In' YQ^ R, Meiners H. (Hrsg.): Fnrtschrltte der zahnärzfl'ichen Prothetik und Werkstoffkunde. *Band IV, S- 109 136. Hanser, Miinchen 1989-*
59. Kerschbaum Th., Muhlenbein F. - Longitudinale Analyse von herausnehmbarein Zahnersatz privatversicherter Patîenten. *Dtsch Zahnârztl Z 1987, 42, 352 - 357.*
60. Kerschbaum Th., Paszyna Ch.. K-lapp S., Meyer G. - Verwaiheit- und Ri&ikofaktorenanalyse von Kronen uncl , Brucken. *Dtsch Zahnärztl Z 1991,46,20-24.*
61. Klaffenbach A.O. — Biomechanicai resîoration and mainte— nance ofthe permanent first molar space. *J Am Dent Assoe 1952, 45, p, 633-644.*
62. Kl(?ţt R., Hornig W. - Die galvanisierte Kronenhulse. *Dtsch Zahnârztl Z 1987, 42, p. 614 - 617.*
63. Korber K. - Zahnâztliche Prothetic, *Thieme Verlang Stuttgard-New York 1995, p. 224-331.*
64. Korber K.-H. - Zahnärztliche Prothetik. *3. Auflage. Thieme, Stuttgart 1985.*
65. Korber K.H. - Zahnärztliche Prothetik. *Vol 1 (Bd 1) Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie. Stuttgart: G. Thieme 1975.*
66- Korber K.H. - Expenmentelle untersuchungen, uber die Haftkraft von GFK - Twys/Vwtrîs-Konuskronen. *ZMK, 2000, 6, p. 364.*
67. Korber KH, Korber S, Ludwig K. — Experirnentelle Untersuchungen ubkr den Versteifimgseffekt von faserverstärkten Bruckengerusten Vectris nach Vollverblendung mit Ceromer Targis. *Quintessenz Zahntcch , 1996, 11, p. 1343-1354*
68. Korber KH, Korber S, Ludwig K. - Metallfrei Bruckenfur die restaiirative Zahnheilkunde. *Dent Labor, 1997, 45,p.465-476.*
69. Korber KH, Korber S. - Mechanische Festigkeit von Faserverbund-Brucken Targls-VeCtris. *ZWR 105, 1996, p.693-702.*
70. Korber S, Korber KH - Glasfaser-Brucken-Zahnersatz. *Zahnarzt Magazin , 1996, 3, p. 32^12*
71. Landolt A., Lang N.P. - Erfolg und Misserfolg bei Extensionsbriicken. *Schweiz Monatsschr Zahnmed 1988, 98, p.239-244.*
72. Langer B., Calagna L. - The snbepithelial connective tissue graft. *J Prosthet Dent 1980, 44, p. 363-367.*
73. Marxkors R. - Lehrbuch der Zahnârztlichen Prothetik. *Cari Hausen Verlag Munchen 1993.*
74. Masterson J. - Fixed partial prosthesis, recent trends in the design ofpontics and retainers. *Dent Pracfî Dent Rec1964,15,p.131-139.*

75. Mi\ler L.L. - Framework deslgn in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am 1977,21,p. 699-716.*

76. Morris M.L. -Artificial contours and gingival health. *J Prosihet Dent 1962, 12, p. 1146.*
77. Mouton C. - Essay d'odontotechnique ou dissertation sur les dents artificielles. Psins \146.
78. Nyman S., Lindhe J. - A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Periodontol 1979, 50, p. 163-169.*
79. Nyman S., Lindhe J., Lundgren D. - The role of occlusion for the stability offixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support. *J Clin Periodontol 1975, 2, p. 53-66.* *î*
80. Orth C.F. -A modification ofthe connective tissne graft procednre for the treatment oftype II andtype III ridge deformities. *Int J Periodont Rest Dent 1996, 16, p. 267-277.*
81. Palacci P. - Amenagement des tissus peri-implantaires; interet de la regeneration des papilles. *Realiteă Cliniques 1992, 3(3), p. 381-387.*
82. Palmquist S., Swartz B. - Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placmnent. *fnt J Prosthodont 1993, 6, p. 279-285.*
83. Parkinson C.F., Schaberg T.V. - Pontic deşign of posterior fixed partial prostheses: Is it a microbial misadvehture? *JProsthet Dent 1984, 51, p. 51-54.*
84. Perel M.L. -A mocWed samtary pontic. *J Prosthet Dent 1972, 28, p. 589-592.*
85. Podshadley A.G. - (Jlngival response to pontics. *J Prosthet Dent 1968, 19, p. 51-57.*
86. Porter **C.B.** - Anterior pontic design: A logical progresslon. *J Prosthet Dent 1984, 51, p. 774-776.*
87. Prelipceanu Felicia, Doroga Olga - Proteticâ dentarâ, *Ed. Didactică şi pedagogică Bucureşti, 1985.*
88. Randow K., Glantz P.—O., Zoger B. — Technical failure and some related clmical complications in extensive fixedprosthodontics. *Acta Odontol cand 1986, 44, p. 241-255.*
89. Renault P. - Element intermediare de bridge (Esthetique et confort), *Les Cahiers de Prothese, 1998, 102juin, p. 72-73.*
90. Reynolds J.M. Ahutmeni selectionforjîxfîdprosthodontîcs. *J Prosthet Dem 1968, 19, p. 483—488.*
91. Roid G.H., Wilson L.G., Grenfell J., Ueno H. - Bridging the Gap: An Instructional Program m Pontic Design. *Monmouth, OR Teaching Research, 1973, p 16.*
92. Schield H.W. The mfliiwc-e ofbndga pontics on oral heahh, *J Mich Dcnt Assoc 1968, 50, p. 143-147.*
93. Schillingburg H.T.Jr., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E. - Fundamentals offixed prosthodontics. *3-th Ed Quint(;ss Pub.Co.Int Chicago, Berlin.*
94. Seibert J.S- - Aciualites das thârapwHqws par'odontales, *Conference avec le Centre dc parodontologie d'Aquitaine, Bordeaux, 4juin 1989.*
95. Seibert J.S. - Reconstruction of deformed, partially edentitlous ridge, uslngfull thickness onlay graftx. *Part I. Technique and wound healing. Compend Contin Educ Dent 1983, 4, p. 437^53.*
96. Seibert J.S., Salama H. — Alveolar ridge preservation and reconstruction. *Periodontology 2000 1996, vol. 11, p. 69-84.*
97. Shooshan E.D. - The reverse pin-porcelam facing. *J Prosthet Dent 1959, 9, p. 284-301.*
98. Siebert G.K. — Zahnârztliche Funktionsdiagnostik, *2 Aufl. Hauser, Munchen - Wien 1987.*
99. Siebert J.5. - Ridge augmentafion to enhance esthetics m fixăd proslhetic treatment. *Compend Contin Educ Dem1991,12,p.548-560. lOO*
100.Siebert J.S., Cohen D.W. — Periodontal considerations m preparationfor: fixed and removable prosțhodontics. *Dent Clin North Am 1987, 31, p. 529-555.*
101.Siebert J.S., Nyman S. - Localized ridge angmentation m dogs: A pilot study using membranes and hydroxyapatite. *J Periodontol 1990, 61, p. 157-165.*
102-Silness J., Gustavsen F., Mangernes K. — The relationship hetween pontic hygiene andnwcosal mfîammation m fixQdbndse recipienls. *J Periodont R<^ 1982, 17, 434-439.*
103.Slavicek R. - Targls - Vecins Brucken, studiu m vivo. *Universitat Wien, Mărz, 1996.*
104.Smith D.E., Potter H.R. - The pontic infixed bridgework. *Dent Digest 1937, 43, p. 16-20.*
105.Sommer M.P.Ch. - Extensionsbrucken - Eine Obersicht. *Zahnarztl Mitt 1990, 80, p. 2551-2558.*
106.Staegeman G. - Einfuhrung indie Zahnheilkunde - *Johann Ambrosius Barth - 1990.*
107-Stein R.S. - Pontic-residual ridge relationship: A research report. *J Prosthet Dent 1966, 16, p. 251-285.*
L08.Steln R.S., Glickman I. - FfOSîhetlC Qonsideratidn csscnlialfor gingival hdalth. *Dent Clin Nortli Amer 1960, March, p. 177.*
109-Stein R.S., Kuwata M. - A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. *Dent ClinNorth Am 1977, 21, p. 729-749.*
110.Strub J. R., Linter H., Marinello C.P. - Di'e Versorgung des Lwkwgebisses mit Extensionsbrucken: Eine Retrospektivstudie. *Int J Parodontol Restaurat Zahnheilk 1989, 9, 365-375.*
111 .Strub J.R. - Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnarztl Z 1992, 47, p. 566 – 571*

112.Strub J.R., Turp J.C., Witkowscki S., HUrzeler M.B., Kem M. - Curriculum Prothetik. *Quintessenz*

Verlags

Gmbtt, Berlin Chicago, London, Sâo Paulo, Tokio Moskau, Prag, Warschau, 1994. 113.Tardieu P. - Reconstruction controlee des cretes deformees. Technique de la grille. *J Parodontol Implantol Orale 1986, 5(3), p. 185-194. 1 M.Thayer K.* - Fixed Prosthodontics, *Year Book Medical Publischers Inc. Chicago 1984.*

115.Tinker E.T. - Samtary dummies. *Dent Rev 1918, 32, p. 401^08.*

116.Tjan A.H. - Biologic pontic designs. *Gen Dent 1983, 31, p. 40-44.*

117.Tjan A.H.L. - A sanitary „arc-fixed partial denture": Concept andtechnique ofpontic design. *J Prosthet Dent 1983,50,p.338-341. MS.Uram-Țuculescu S.* - Aspecte tehnologice privind realizarea unor piese protetice din titan. *Teză de doctorat UMF Timişoara 2000.*

119.Yalderhaug J. -A IS-year clinical evaluation offixedprosthodontics. *Acta Odontol Scand 1, 49, p. 35-40.*

120.Vryonis P. - Esthetics andfunction m multiple unit bridges. *Quintessence Dent Technol 1981, 3, p. 237-241. 121 .Waerung J.* - Effect ofrongh surfaces upon gingivaî tissues. *J Dent Res 1956, 35, p. 323-325.*

122.Wing G. - Pontic design and construction infixed bridge work. *Dent Pract 1962, 12, p. 390-394.*

123.Wirz J., G6rg E., Jager K. - Das Probondsytsem: Metallemsparung fur die Anfbrennkeramik. *Dent Labor 1987a,35,p. 1143-1149.*

124-Wirz J., Jäger K., GOrg E. - Probond: Ein edelmetallsparendes Rekonstruktionsverfahren fur die Metallketamik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed 1987b, 97, p. 1008- 1018.*

125-Yamashita A. - Practical construction procedure for a new type ofbridge pontic. *Quintessence Int 1985, 16, p. 743-753. 126. Zuckermann* ***G.R.*** -A hygienic multiple-pontic design. *Quintess International 1997, vol 28,4, p. 259-262.*

9. PLANUL DE TRATAMENT ÎN PROTEZAREA BREŞELOR EDENTATE

Prin **edentație** se înțelege absența uneia pâna la cincisprezece unități dento-parodontale de pe o arcadă. Pierderea unuia sau mai multor dinți de pe o arcadă face să apară pe aceasta **spații edentate** cunoscute şi sub denumirea de **breşe.**

In raport cu numărul dinților absenți breşele pot fi mai reduse sau mai întinse. Breşele pot varia m fvncție de **topograHe, întindere şi frecvență.**

în funcție de localizarea, mărimea şi numărul breşelor edentate pot fi perturbate m proporție vanabilâ: masticația, fîzionomia şi fonația.

Starea de edentație, pe lângă tulburarea funcțiilor, atrage după sine o serie de migrări dentare, atrofia crestelor alveolare generând activități musculare parafuncționale şi apariția unei fațete de abrazie inegale. In funcție de capacitatea de adaptare a organismului se poate sau nu instala o disfuncție cranio-mandibulară cu suferința asociată a **ATM.** Aşadar, este lesne de înțeles câ starea de edentație trebuie tratată, terapia fnnd exclusiv proteticâ, realizându-se prin douâ categorii de piese protetice: **fîxe** (punți dentare) şi **mobilizabile** (acrilice sau scheletizate).

Una dintre cele mai importante etape în realizarea unei proteze fixe este **elaborarea planului de tratament,** fază în care pot fi evitate o serie de erori de concepție ce pot duce la eşecul tratamentului de restaurare.

în funcție de **situația clinicâ, de vârstă, starea generală opțiimile şi posibilitățile pacientului** se va opta pentru un anumit gen de restaurare protetică.

9.1. OPȚIUNI PROTETICE ÎN EDENTAȚIA PARȚIALĂ

Când un pacient se prezintâ la un specialist, acesta trebuie să ia m considerare câțiva factori, dintre care amintim pe cel: **biomecanic, parodontal, estetic** şi nu m ultimul rând **financiar.** Pe lângă aceştia trebuie să se țină cont şi de doleanțele exprese ale pacientului.

Terapia edentațiilor parțiale se poate realiza prin două categorii de restaurâri protetice:

A) **Restaurări protetice fixe** cunoscute şi sub numele de **proteze parţiale fixe,** care se sprijină pe dinţi naturali, pe implante dentare sau pe dinţi naturali şi implante dentare (sprijin mixt).Denumirea de punte (bridge) tinzând să fie înlocuită cu aceea de proteză parţială fixă (Fixed partial denture).

B) **Restaurări mobilizabile** cunoscute şi sub denumirea de proteze mobilizabile cu baze acrilice sau scheletizate

Restaurările protetice fixe se deosebesc de cele mobilizabile prin **modalitatea de transmitere a presiunilor masticatorii** (sprijinul), prin **sistemul de retenţie** (modul de ancorare la dinţii restanţi) şi prin **volumul restaurării.** Dar poate cea mai importantâ deosebire între două tipuri de restaurâri protetice este faptul câ cele fixe (aşa după cum lc spune şi numele) se fixează la dmţii restanţi sau la implante, pacienml neputând să le dezinsere, iar cck mobilizabile sunt inserate şi dezinserate de către pacient pentru a fi igienizate, motiv pentru care sunt acceptate mai greu.

Restaurărik protetice fixe transmit presiunile masticatorii osului fie prin intcrmediul **dinţilor naturali** şi **parodonţiuluî** lor (sprijin dento-parodontal), fie pnn intermediul **implantelor osteotolerate lipsite de parodnnţiu-** Volumul lor S& înscric m *W* al arcadelor naturale. Uneori ele ge pot agrega atât pe dinţi natural^ cât şi pe implantc (sprijm mixt). Există însă şi o serie dî **r^staurări protetice fixe demontabile şi mobilizabile.** Datontă faptului că sprijinul lor este de cele mai multe ori exclusiv dento-parodontal, ele sunt integrate m **RPF.**

^ ^ **Restaurările protetice mobilizabile (Removable parţîal denture)** transmit presiunile masticatorii substratului osos fie doar **prin intermediul mucoasei crestelor alveolare (sprijin muco-osos),** fie atât prin intremedml dinţilor şi parodonţiului cât şi muco-osos (sprijin mixt). Volumul lâr dcpaşcştc cu mult pe cel al arcadelor dentaro naturale.

Tabelul9.î.

Paralelă între restaurările protetice fixe şi mobilzabile

Caracteristici	Restaurâri protetice fixe	Restaurâri protetice mobilizabile
Eficienţă masticatorie	Asemânâtoare arcadelor nâturale	Mai redusâ
Sacrificiu de tesuturi dure dentare	Considerabile cu excepţia celor cu sprijin implantar	Absent cu excepţia celor cu sprijin mixt
Integrare în cadrul ADM	Rapidâ	Indelungată
Adaptare (integrare) psihică	Asimilate în timp scurt	Asimilare mai dificilâ
Acţiune asupra dinţilor stâlpi	De solidarizare când suni cortceputs şi evecutate coreui	Svlivllâ dinţil ancorâ prin inseiăi i şi dezinserăn frecvente
Posibilitâţi de igienizare	Dificile	Facile
Restabiliiea ocluz.iei	Realizează $i m&nţin o ocluzie stabilă	Stabilitatea ocluziei este relativă
Termorecepţia, fonaţia şi percepţia gustativâ	Neinfluenţate când sunt executate corect [i]	Perturbate
Posibilităţi de individualizare şi compensare a pierderilor de substantă	Mai dificil de realizat	Uşor de realizat

în practicâ ne confruntâm adeseori cu situaţia câ la acelaşi pacient coexista pfî câmpLil sâu protetic două sau chiar trei tipuri de proteze.Astfel m zona frontală poate să existe o restaurare fixă, iar în zonele de sprijin o restaurare mobilizabilâ care se ancorează de prima prin diferite mijloace de menţinere şi sprijin. Aceste situaţii erau cunoscute în trecut drept **soluţii compozite,** astăzi fiind denumite **hibride.**

La alte cazuri o restaurare fixâ agregatâ pe dinţi naturali poate coexista cu o restaurare

implanto-purtată, după cum o restaurare fixă agregată pe implante poate coexista cu o proteză mobilizabilă în zona de sprijin.

Atunci când se elaborează un plan de tratament, specialistul trebuie să țină cont de cel puțin trei deziderate:

a) tratamentul să fie cât mai simplu şi concomitent eficient;

b) pentru fiecare procedurâ $au variantă tsrapeutică trebuie să dispunem de o bază tehnico-materialâ adecvatH;

c) terapia trebuie să fie adaptatâ atât la condițiile biologice, mecanice şi financiare), cât şi

la disponibilitatea pacientului pentru tratament. în zadar se propune unui pacient cea mai bună şi modernâ soluție, dacâ pe el îl mulțumeşte o variantă terapeutică simplă, ieftină şi rapidă. **în această etapă a tratamentului comunicarea trebuie să fie totalâ şi sinceră.** 1 sc pot face o serie de sugestii, dar acestea trebuie să fie credibile, deoarece dacâ restaurarea îl nemulțumeşte, el va rcvem *w* revendieări. Aşadar trebuie să ne asigurâm câ soluțnle propuse se pot realiza şi mai ales că i sc potnvcsc şi îi convm pacientului.

Once **plan de tratament al unei edentații** tt-ebuie să cupnndă după KORBER (23) 12 întrebări:

1 - Care este mrindwa şi topogfâfiâ breşelor edentate?

2. Integritatea sau lipsa de mtegritate a reliefului ocluzal.

3. Care este valoarca parodontală a dinților stâlpi? :.

4. Necesită dinții restanți să fie imobilizați (solidarizați)?

5. Relațiile ocluzale sunt normale sau patologice?

6. Rapoartele ocluzale Simt fiziologice sau nu?

7. Dinamica mandibulară este sau nu perturbată?

8. Stopurile Qîluzale sunt multiple, simetnce şi uniforme?

9. Funcția neuro-musculârâ este normală sau pcrturbatâ?

10. Care este calitatea igienei buco-dentare?

11. Se impune luarea de măsuri profilactice pentm cariile dentare ale dinților restanți?

12. Necesită sau nu a fi îmbunătățită estetica individuală?

l.Prezența breşelor edentate, întinderea şi topografîa lor.

Breşele intercalate iau naştere prin absența unuia sau mai multor clcmcnte dentare, fîmd delimitate atât mezial cât şi distal de dinți **- arcade întrerupte.** Există însă şi posibilitatea apariției **arcadelor scurtate - edentații terminale** .Ele apar prin pierderea dinților laterali care delimitează distal arcada şi pot fi **uni** sau **bilaterale.**

Breşele intercalate pot coexista cu edentațiile terminale. Prezența lor simultană la acelaşi maxilar este posibilă m două variante:

a) breşă intercalată asociatâ cu arcadă scurtată unilateral;

b) breşă intercalată asociatâ cu hemiarcade scurtate bilateral. **Planul terapeutic al unei edentații parțiale** este condiționat pe lângă unele condiții generale de **numărul dinților restanți,** de **dispoziția lor topografîcâ pe arcadă,** de **stopurile ocluzale pe care dinții restanți le realizează cu antagoniştii** şi de **statusul parodontal** al acestora în contmuare vom exemplifica câteva posibilitâți de rcstaurare proterică care rezultă m urma interpretării datelor examenului clinic şi radiologic care stabilesc valoarea parodontalâ a dinților stâlpi.

Resorbția accentuată a crestelor edentate corespunzător breşelor şi rapoartelor ocluzale nefavorabile contraindică realizarea de proteze parțiale fixe. Restaurarea de elecție m aceste cazuri este fie o **restaurare fîxă dentară mobilizabilă** (de exemplu prin sistem țelescopat), fie o

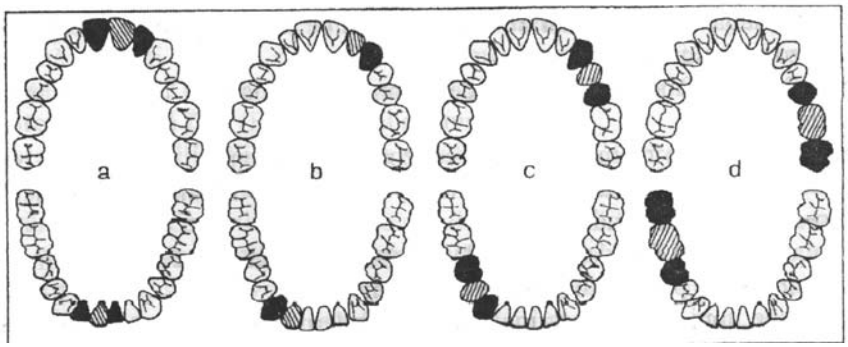


Fig. 9.1. Posibilităţi de restaurare proteticâ a breşelor unidentare (reduse): în zona frontală cu doi stâlpi (a) şi cu un singur stâlp (b); breşa rezultată prin pierderea primului premolar(c) şi a unui molar (d) ,

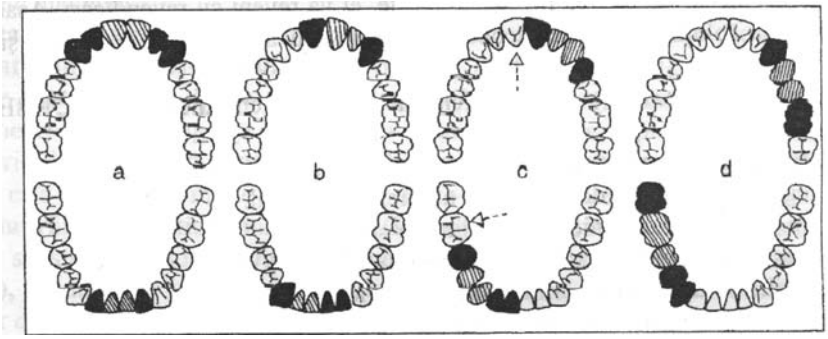


Fig. 9.2. Posibilităţi de restaurare proteticâ a unor breşe intercalate cu doi dinţi lipsă: în zona frontala (a,b,c) şi în zona de sprijin (d); la mandibulă primul premolar nu este de obicei suficient ca stâlp mezial unic dacâ examenul radiografic evidenţiazâ o râdăcinâ conică şi scurtă.

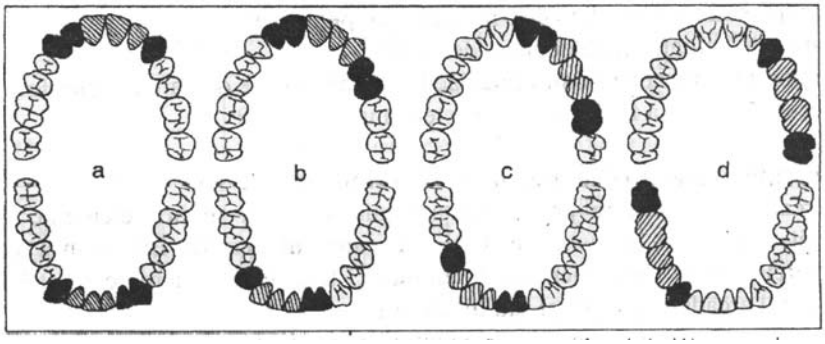


Fig. 9.3. Posibilităţi de restaurare a unor breşe cu trei dinţi lipsă. Proteze parţiale fixe: în zona frontalâ (a şi b); zona canin-premolari (c) şi zona de sprijin (d).

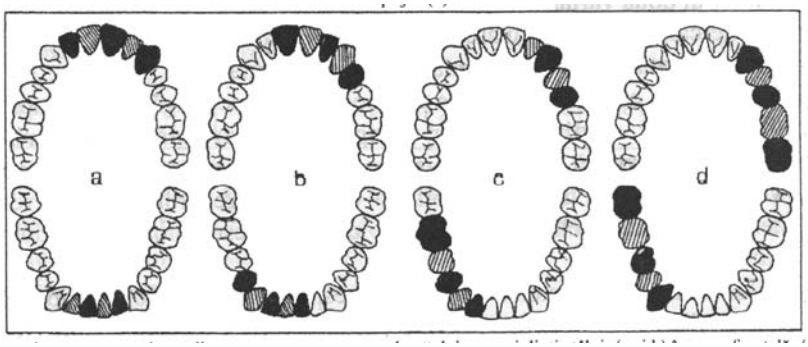


Fig 9.4. Breşe intercalate întrerupte de un dinte, a căror restaurare reclamâ doi sau trei dinţi stâlpi: (a şi b) în zona frontală; (c şi d) în zona de sprijin şi zona frontală.

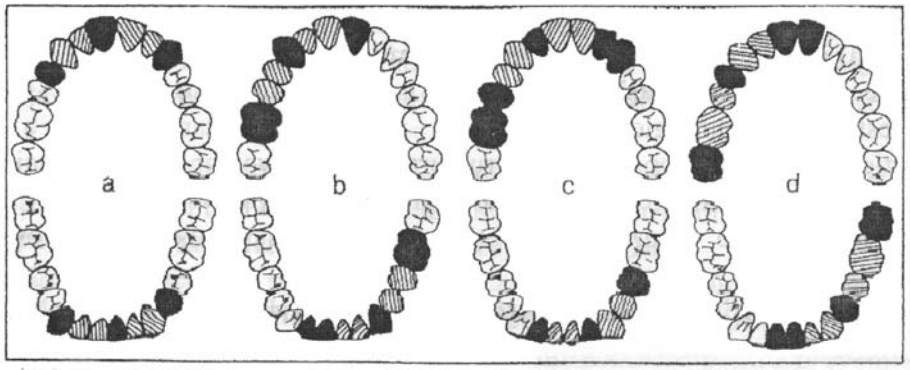


Fig. 9.5. Situații limită de restaurare fixâ prin punți. Opțiunea pentru o restaurare fixă depinde exclusiv de statusul parodontal al dinților stalpi

protcză mobilizabilă $i doar mai rar o proteză cu sprijin implantar, când de obicei se apelează la tehnici de **RTG.** Scheletul protezei partiale fixe poate fi plasat în afara arcului crestei edentate frontale, iar m zona de sprijin poate include uneori şi o şea proteticâ.

2. Integritatea sau lipsa de integritate a reliefului ocluzal

Integritatea reliefului ocluzal (cu precădere cel pozitiv) va fi evaluatâ clinic şi în general trebuie să corespundă vârstei. **Dar vizualizarea reliefului se face cel mai bine pe modele** care trebuie sâ posede următoarele condiții:

- amprenta se va lua cu un alginat de bună calitate;
- modelele vor reproduce cu precizie forma arcadelor dentare ;
- sâ ofere cele mai precise detalii privind relieful ocluzal;
- sâ fie tumate din ghipsuri dure pentru a evita eventuale erori datorate uzurii materialului;
- conservarea atentă a suprafețdor ocluzale printr-o depozitare adecvatâ;

Relieful ocluzal al restaurării fixe va respecta pe cel al dinților naturali restanți. Vom evita realizarea unui relief accentuat al restaurării când dinții naturali prezintă un relief şters şi invers.

Analiza simplă a modelelor se realizează şi prin cooptarea manuală a acestora. Modelul maxilar SC Va mişca CU rnâna pe; modelul mandibular fixat bine pe masâ. Krough—Poulsen recomandâ ca brațele îndoite ale medicului să fie ținute strâns lipite de corp, în timp ce mâinile mişcâ modelul unul m raport cu celălalt. Examinatorul va încerca să palpeze rapoartele ocluzale prin musculatura degetelor-mâinii antebrațului şi brațului, similar musculaturii masticatorii a pacientului. Un model de studiu „citit" corect va ridica întotdeauna calitatea restaurârilor protetice pe care o faceți.(25).

3-Valoarea parodontală a dinților stâlpi

Spre deosebire de arhitecți şi constructori care pot schimba amplasamentul unui edificiu sau monument, stomatologul este pus m fața unei situații clinice date: **patrimoniul dento-parodontal existent al pacientului.**

Valoarea funcțională a dinților stâlpi este decisivă m elaborarea planului terapeutic al unui edentat parțial, care trebuie să țină seama de mai mulți factori;

a) **Morfologia radiculară** care cu cât este mai complexă, cu atât este mai mare rezistența dintelui;

b) **Implantarea dinților** depinde de **„aria radiculară** utilă"(lungimea rădăcinii inclusâ m osul alveolar). în funcție de vârstă şi de anumite stări patologice, raportul coroanâ

clinică - rădăcină clinicâ se schimbă în detrimentul braţului dc rezistcnţa (radacina clinică) instalându-se starea de **insuficienţă parodontală;**

c) Aprecierea reactivităţii parodontale se face prin examsn clmie coroborat cu o investigaţie radiologică. Ultima ne indică implantarea reală a rădâcinii şi particularităţile ei topografice, stmctura osului alveolar, grosimea şi continuitatea laminei dura, înclinarea axialâ radiculârâ şi mai ales eventualclc scmne radiologice ale unei traume ocluzale (resorbţii radiculare şi/sau osoase, îngroşări radiculare apicale etc.);

d) Utilizarea dinţilor mobili ca stâlpi ai restaurării este o problemâ carc a suscitat unele discuţii m literatura de specialitate. Adeseori dinţii cu atrofii alveolare avansate se prezintă bme fixaţi m alveolele lor, datorită unui proces de anchiloză, iar alţi dinţi cu atrofii moderate sunt mobili şi dureroşi b presiune. Astăzi progresele facute m parodontologie prin implementarea tehnicilor de RTG, a implantelor de adiţie, şi transfixaţiile dentare au schimbat decisiv atitudinea şi decizia de utilizare ca stâlpi a dinţilor cu insuficienţă parodontală;

e) Depulparea dinţilor contribuie la diminuarea mobilitâţii acestora. Mai mult scurtarea braţului de forţâ asociatâ cu punerea în repaus a dintelui creează premise favorabile pentru utilizarea lui ca stâlp.

f) Direcţia de implantare a dinţilor şi ocluzia dentară. Ideea necesităţii înscrierii suprafeţei ocluzale a unei restaurări fixe în aria delimitată de rădâcini aparţine autonlor clasici. Contează şi transmiterea presmnilor în axul lung al dmţilor m contextul existenţei unei ocluzii funcţionale. Malocluziile primare (ocluzie adâncâ, distalizată etc.) ca şi cele secundare pot disfuncţionaliza ocluzia şi prin traumatizarea viitorilor dinţi stâlpi, pot provoca mobilizarea lor. Ca o regulâ generală ocluziile funcţionale permit alegerea unui număr mai redus de dinţi, m timp ce disfuncţiile ocluzale necesitâ suplimentarea acestora. Dar referitor la acest ultim aspect nu există o convergenţâ de opmii.

g) Calculul coeficienţilor de rezistenţă parodontală a fost facut succesiv de către diverşi autori (Duchange, Leriche, Prelipceanu şi Doroga Jespen etc.), dinţii fiind notaţi cu valori crescânde de la cei mai slabi (incisivii mandibulari) la cei mai putemici (molarii secunzi). Calculul rezistenţei dinţilor stâlpi se face astfel: suma valorilor lor dc rczistcnţâ trcbuic sâ fie cel puţin egalâ cu suma valorilor dinţiloi ce urmează a fi înlocuiţi. Rezultatul este **pozitiv** dacă rezistenţa este excedentarâ, **negativ** dacă este mai mică şi **neutru** dacă cei doi factori sunt egali. **Calculele sunt relative, deoarece fîecare dinte natural cu parodonţiu sănâtos dispune de o forţă de rezistenţă suplimentarâ, de obicei rezerva fiind cgală cu valoarea rezistenţei lui.**

h) **Profesia, vârsta, sexul** sunt factori care influenţează alegerea dinţilor stâlpi. Implantarea dinţilor la un tânăr permite de obicei diminuarea numămlui stâlpilor unei restaurări fixe. Bărbaţii, beneficiind de o forţă mai mare de masticaţie, necesită augmentarea suportului dento-parodontal. Diverse profesii solicita preponderent anumite zone ale arcadelor (de exemplu instmmentiştii suflători solicită mai ales zona frontală), situaţie când stâlpii trebuie suplimentaţi.

4. Necesită dinţii restanţi să fie imobilizaţi (solidarizaţi)?

Problema nu se pune atât de stringent m cazul restaurărilor fîxe, cât mai mult în cea a restaurărilor mobilizabile. Inainte de orice imobilizare trebuie realizate stabilitatea ocluzală şi controlul fortelor ocluzale excesive. Adeseori modificarea forţelor ocluzale elimină necesitatea

imobilizării, dinţii reducându-şi mobilitatea. Imobilizarea diminuează încărcarea fiecâmi dinte, mai ales în plan orizontal. Rigiditatea unei imobilizări face ca aceasta să acţioneze ca o pârghie, astfel încât forţa aplicatâ pe o serie de dinţi cuprinşi în atelâ să fie mai mare decât înaintea imobilizării. .

Includerea unui dinte mobil într-un dispozitiv de imobilizare, nu-1 apără complet dc încârcătura fortei ocluzale şi nici nu-1 protejează de afectarea pnn forţe 0'îiuzale 6XC65ive. **Astfel este decisivâ stabilizarea ocluzieî mainte de a face o imobilizare.**

Restaurârile protetice fixe prin însăşi raţiunea lor de a fi se transformâ adescori m sistcnie de imobilizare, de duratâ. In protetica fixa un rol imporfaut revine **imobilizârilor proviznrii,** cu precâdere în cursul terapiei preprotetice, când ele devin necesare pentru prevenirea migrârilor dentare, pentru facilitarea chiuretajului pungilor şi stabilizarea dinţilor înainte sau dupâ practicarea manoperelor de chirurgie parodontală. Este demn de reţinut că imobilizănle m general nu elimină factorii etiologici ai bolii parodontale.

5. Relaţlik intermaxilare Slmt normale sau patnlogice?

în etapa de elaborare a planului de tratament al unui edentat parţial ne interesează preponderent trci poziţii mandibulare: poziţia dc rcpaus • mandibular (PRM), poziţia de intercuspidare maximă (PIM) şi ocluzia din relaţia centrică **(ORC).**

• Poziţia de repaus â mandibulei(PRM)

Deşi nu este un reper absolut constant (se modifică la stress, durere, spasme musculare etc.) ea reprezintă un punct de plecare sigur pentru determinarea relaţiilor intermaxilare atât la edentatul total, cât şi la cel partial. Menţinerea unui contact uşor, lipsit de presiune, între buzele pacientului este un procedeu simplu de verificare a **PRM.** Spaţiul parcurs de dinţii arcadei mandibulare din **PRM** până la stabilirea contactelor ocluzale este denumit **spaţiu fiziologic de inocluzie.** Hotz şi Muhlemann susţin că spaţiul fiziologic de inochme este putemic mfkenţat de pozitia capului. Spuntopf a remarcat că singura **PRM** reproductibilâ poate fi determinată electromiografîc cu pacientul stând drept şi planul de ocluzie paralel cu orizontala. **PRM** este importantă m determinarea relaţiilor intermaxilare, deoarece de la ea se ajunge în **PIM** printr-o mişcare uşoară de închidere a gurii. în prezent există instmmente performante (axiograful SAM) care permit evaluarea mpoartelor cranio-mandibulare pnn compararea modificărilor tndimensionale pe care le suferă poziţia condilului la trecerea de la **PIM** la **RC.**

• Poziţia de intercuspidare maximă (PIM)

Această poziţie este cunoscută şi sub denumirea de **poziţie cuspidiană.** Din **PRM** pacientul ajunge uşor în **PIM.** Caracteristica acesteia din urmă sunt contactele maxime între cele două arcade dentare. Ricketts a găsit câ doar la 50 % dintre subiecţii car^ executâ parcursul **PRM-PIM,** acesta coincide cu mişcare pură de axă balama la nivel articular. La aproximativ 13 % dintre indivizi, **PIM** coincide cu **RC - point centric** - De obicei aceşti pacienţi au stopuri ocluzale strânse şi contacte tripodice. La restul indivizilor (87%) mandibula face o uşoară alunecare din **PIM,** pentm a ajunge m **RC.** Această alunecare de 0,2- 1,75 mm este denumită **long centric.** Pentru ca în practicâ să putem deosebi cele două grupe de pacienţi se marchează cu hârtie albastră contactele dento-dentare din **PIM** şi cu hârtie roşie cele din **RC.** Dacă cele două culori se suprapun ne aflăm m **point centric,** dacă nu, avem de a face cu un **long centric.** Este de dorit ca **viitoarea restaurare să respecte situaţia pe care o are pacientul.** Dacă o serie de stopuri ocluzale lipsesc, stabilitatea centrică este prejudiciată. în prezenţa unui singur stop ocluzal, care poate realiza simultan un contact prematur, mişcarea de închidere nu se finalizează m **PIM** ci apare o mişcare deviată de ocolire. Pe de o parte mişcarea se continuă la nivel articular, pe de altă parte dintele care realizează contactul prematur declanşează prin intermediul desmodonţiului sâu o mişcare de adaptare, cu atât mai intensă, cu cât dinţii se strâng mai lent şi

mai intens în **PIM.** Mişcarea de deviere a mandibulei se poate produce în sens lâteral, protruziv sau chiar retmziv.

Restaurarea protetică are menirea de a reface forma şi numărul corect al stopurilor ocluzale. Medicul va analiza minuțios traseul din **PRM** în **PIM** şi va nota dacă acest traseu este sau nu deviat, precum şi faptul că pacientul s-a adaptat sau nu la acesta.

6.Rapoartele ocluzale sunt fiziologice sau patologice?

Pentm â facilita înțelegera acestor noțiuni, şi pentm a ajuta practicianul vom prczcnta schematic **normele care atestă o ocluzîe funcțională optimă, criteriile unei OClUZli Hziologice** (după Korber) şi **indkele Di** propus de Martti Helkimo.

Norme care atestă o ocluzie funcțională optimă:

1. Pacientul nu se plânge de prezența unei parafuncții;
2. Stabilitatea **PP** permite închiderea relaxatâ a buzelor;
3 .în mişcarea mandibulei între **PP** şi **PIM** nu există interferențe;
4. Liniile mediane, dintre mcisivn supenon şi infenon comcid lar înclmația incisivilor este optimă;
5. în timpul **PIM** nu apar zgomote;
6. Lungimea şi direcția alunecâni din **RC în PIM** se înscrie m limite normale;
7. Absența fațetelor de uzurâ, secundare unei parafuncții,
8. Mişcările de la şi spre **PIM** se desfaşoară fară interferențe;
9. In timpul deschiderii maxime nu apare devierea mandibulei saujenă m **ATM**
10. Palparea **ATM** şi muşchilor mobilizatori ai mandibulei nu reflectă prezența unor tulburări la acest nivel m timpul desfaşurârii funcțiilor ADM.

Redăm dupâ Korber(23) **criteriile unei ocluzii Hziologice** 1 .Factorul timp (Zeitfaktor) impune ca stopurile ocluzale să se stabilească simultan;

2. Factorul de încărcare (Belastungfaktor) presupune ca solicitările ocluzale să se distribuie uniform la dinții laterali, după o direcție apropiată de axul lor lung;

3.Factoml număr (Mengenfaktor) cere ca fortele ocluzale să se distribuie la toți dinții laterali;

4.Factorul continuitate (Kontmuitătsfaktor) impune absența breşelor edentate care ar împiedica transmiterea solicitărilor ocluzale şi m sens transversal, la nivelul ariilor de contact;

5.Factorul formă (Formfaktor) se referâ la necesitatea ca între morfologia **ATM,** angulația cuspidiană şi panta incisivă să existe corelație ftmcțională;

6.Factorul protecție (Schutzfaktor) presupune ca dinții frontali să asigure dezocluzia sectoarelor laterale în mişcârile excentrice ale mandibulei.

Indicele clinic de disfuncție

Acest indice - **Di-** propus de Martti H6lkimo.(1974) sc bazczâ pc analiza a cînci grupe de simptome:

1. Diminuarea libertății de mişcare a mandibulei;
2. modificări ale funcției **ATM;**
3. durere la mişcările mandibulei;
4. durere la palparea muşchilor mobilizatori
5. durere la palparea ATM în funcție de gradul de interesare al celor cinci simptome se dau trei nivele de punctaj:

0 puncte-asimptomatc; Ipunct-simptome reduse; 5 puncte-simptome severe.

7.Dinamica mandibulară este sau nu perturbată?

Prin evaluarea dinamicii mandibulare se pot depista eventualele tulburări funcționale apâmte în diferite componenete tisulare ale **ADM** (fig 9.6.).

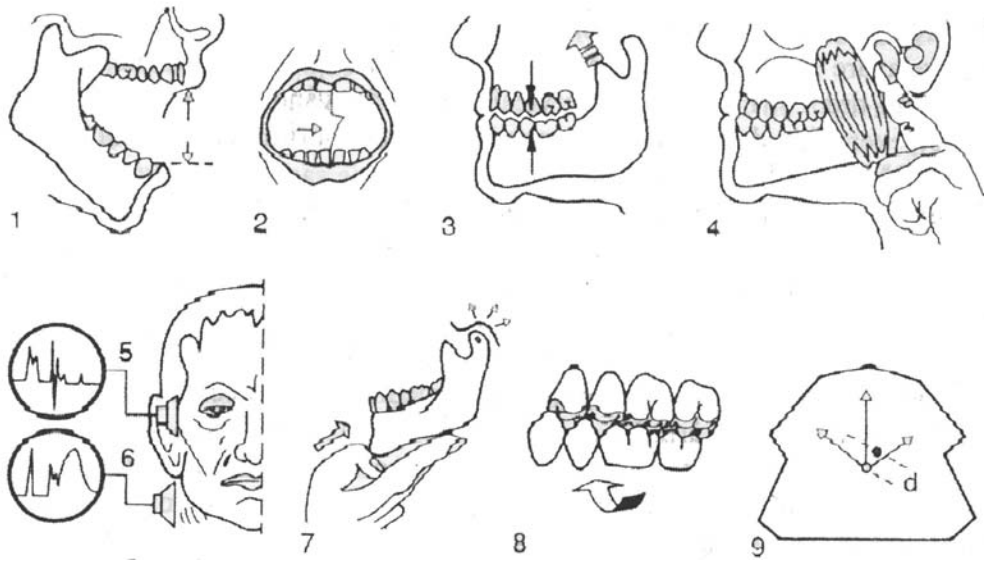


Fig. 9.6. Rcprezentarea graflca a celor noiiâ teste ale diagnosticului funcțional clinic dupâ K.rough-Poi.ilsen. 1. Amplitudinea de deschidere a gurii; 2. Devicrea mişcarii d? deschidere a gurii de la planul inedio-sagital; 3. Mârimea spatiului fiziologie de inocluzie; 4.Palp;irea muychilor şi n articulațiilor temporo-iiiandibulare; 5. Zgomote aiticulare; 6. Interferențe ocluzale; 7. Ghidarea nedureroasa a mandiblllei m poziție de RC; 8.Alunecarea în poziție habitualâ; 9.Distanța d din PIM în poziția de RC *(*< 1 mm)

Pentru verificarea desfăşurării libere a mişcârilor mandibulei pacientul este invitat să execute în mod repetat mişcările limită mandibulare. Se urmăreşte simetria amplitudinii mişcârilor de lateralitate stângă şi dreaptă, precum şi forma traiectului deschiderii maxime a gurii. în acest scop un şubler se va menține m poziție fermă la nivelul punctului interincisiv superior.

Asimetria mişcărilor limită orizontale indică două posibilități:

— limitarea mişcârilor de către o mialgie sau artralgie;

- procese de remodelare funcțională apărute m prezența unor tulburâri funcționale îndelungate.

Zgomotele articulare trebuie depistate şi examinate apoi în detaliu cu stetoscopul. Pacienml va încerca sâ reproducâ zgomotul articular perceput de medic.

Zgomotele articulare pot să aparâ m diferite stadii de deschidere a gurii, fiind clasificate în **precoce, intermediare** şi tardive(17). Se va face diagnosticul diferențial între **crepitație, cracment şi combinația celor două.**

Analiza funcțională clmică se va concentra pe:

1. Mişcările libere ale mandibulei:

- mişcările limită;

- starea funcțională a musculaturii şi a articulațiilor temporo-mandibulare.

2. Mişcările mandibulare cu ghidaj dentar:

- relațiile intermaxilare;

- rapoartele ocluzale m **PIM** şi m mişcările excentrice ale mandibulei. Analiza funcționalâ poate fi rezumatâ prin complexul de întrebări formulat de Krough-Poulsen (24):

a) Este necesară corectarea reliefului ocluzal al dinților restanți?

b) Se indicâ o mioterapie?

c) Articulațiile temporo—mandibulareau nevoie de un tratament special?

d) Este necesarâ modificarea relațiilor intermaxilare, respectiv a PIM ?

e) Ce angulație au pantele cuspidiene?

Relaxarea musculaturii masticatorii este obligatorie înainte de evaluarea funcțională. Exercițiile de relaxare se realizează după schema urmatoare: pacientul adoptă o poziție şezândâ relaxată, cu bustul drept şi musculatura cervicală relaxatâ, având privirea orientatâ orizontal m depârtare. După exercițiile de relaxare se execută de circa 10 ori deschiderea şi închiderea gurii. In continuare, **PRM** poate fi obținutâ cu uşurințâ.

8. Stopurile ocluzale sunt multiple simetrice şi uniforme?

Integritatea stopurilor ocluzale asigura realizarea PIM m care mandibula staționează aproximativ 0,1 secunde înaintea începerii unui nou ciclu masticator. Dar poate cel mai important rol al stopunlor ocuzale este păstrarea DVO.

Atunci când facem o restaurare proteticâ fixâ, stopurile ocluzale se pot realiza din diferite materiale. In cadrul elaborârii planului de tratament medicul se va decide din ce materiale se va realiza relieful ocluzal al restaurării. La ora actualâ doar douâ materiale pot păstra cu certitudine integritatea în timp a stopurilor ocluzale; aliajek şi ceramica dentarâ. Aşadar se va evita realizâiea stopurilor ocluzale din polimeri sau răşini diaenliee compozitc, deoarece aceste matenale nu rezistă m timp la uzură.

9. Funcția neuro-musculară este normală sau perturbatâ ?

După Krough-Poulsen(24) inspecția generală începe din momentul când pacientul intrâ în cabinet. Mersul, postura, manifestârile neuro-vegetative, m general mişcările se vor urmări cu atenție. Urmeazâ palparea sistematicâ a musculatuni masticatoni, atât exo cât şi endobucal(17).

Existâ o corelație directă între zonele sensibile la palpare şi anumite fațete de uzură ocluzală. Solicitârile de durată care iau naştere m timpul mişcărilor de încleştare sau scrâşnire a dinților nu se exercită uniform pe întreaga suprafața ocluzalâ, ci numai în anumite zone de contact. Acestea din urmă vor fi suprasolicitate, ceea ce eonduce la o acțiune asimetrică a gmpelor musculare corespunzătoare şi la ischemia musculară consecutivă.

Corelațiile mai frecvente dintre punctele musculare sensibile şi fațetele de bruxism sunt:

- marginea anterioară a muşchiului temporal şi tendonul temporalului - contacte premature în apropierea **PIM;**

- marginea anterioară a maseterului - interferențe ocluzale lucrătoare m lateralitate;

- muşchiul pterigoidian lateral - interferențe ocluzale nelucrâtoare pe canin, premolar şi dinții laterali, m lateralitate şi m propulsie;

- pântecele posterior al digastriculuî - mterfercnțe ocluzale pe fațete de retruzie.

Tulburările ce apar m sistemul receptorilor orali dau naştere la spasme musculare, care provoacă la rândul lor o acumulare a produşilor de catabolism. Aceştia constituie la rândul lor factori de iritație care declanşează noi contracțn spastice. în cadrul slstemului receptor al **ADM** la dentat, proprioceptorii desmodontali şi pulpari sunt cei care preiau conducerea. Ei constituie adevărata verigâ de legătură dmtre rapoartele ocluzale şi sistemul neuromuscular. Zgomotele articulare sunt provocate de modificarea suprafeței fibrocartilajului articular.

In timpul unor mişcări dc dcschidere repetate se iirmiîrGştB dacă traiectul punctului interincisiv inferior este rectiliniu şi înscris m plan medio-sagital (cu ajutoml unei rigle transparente).

Dacă mişcarea unuia dintre condili este împiedicată pentm scurt timp de o uzură a fibrocartilajului, punctul mterincisiv va devia în baionetâ de 1a linia medianâ m momentul când condilul se deblochează (fenomenul se însoțeşte de obicei şi de un cracment articular).

10.Care este calitatea igienei buco-dentare ?

Nici un procedeu terapeutic dm protetica fixâ nu se poate începe fără un status optim de igienă buco-dentarâ. Există **pacienți care se prezintă cu o stare de igienă bucală corespunzătoare.** Ei trebuie doar atenționați că după inserarea restaurării protetice fixe pe câmpul protetic, trebuie să continue întreținerea unei igiene bune şi să-şi modifice doar

tehnicile.Acestor pacienți li se vor explica doar particularitățile de igiemzare a restaurărilor protetice fixe uşor modificate față de statutul de neprotezat.

Există însă mulți pacienți care prezintă o **stare de igienâ buco-dentarâ necorespunzătoare** iar **alții unde aceasta lipseşte cu desăvârşire.** La acest gmp de pacienți, asistentul de profilaxie sau în lipsa acestuia medicul, va utiliza **revelatori de placă,** putând apela şi la o serie de teste (Dentocult SM, LB sau Dentobuff Strip) prin care se pot aprecia nuffiăml streptococilor mutans din salivă, a lactobacililor sau să se determine puterea tampon salivarâ. Este foarte important ca pacientul să fie motivat pentru întreținerea unei igiene corespunzâtoarc. **El trebuie sâ ştie că o igienâ necorespunzătoare sau inexistentâ compromite viabilitatea restaurării protfctice reducând durata ei de viață;** pe lângă aceasta pierderea unei restaurâri protetice fixe este urmatâ de obicei de altă restaurare fixa sau mobilă şi de **noi eforturi materîale.**

Programul de igienizare al unui pâCkftt ee urmează a fi protezat şi care mi cunoaştc-„spălatul pe dmți" euprinde; constatarea stării precare de igienă, vizualizarsa, acesteia, demonstrația sau demonstrațiile de „cum trebuie făcută" şi verificarea deprinderilor noi (wzi cap. 25.3).

ll.Se impun mâsuri de prevcnție pentru caria dentară şi afecțiunile parodontale ale dinților restanți ?

Orice terapie de restaurare protetică vizează pe lângă înlocuirea dinților absenți **şi prelungirea termenului de existență pe arcadă a dinților restanți** (fie că sunt dinți stâlpi, fie că nu sunt cuprinşi m restaurarea protetică)

în primul rând va trebui să deosebim pacienții cu risc crescut la carie de cei cu risc scăzut sau chiar inexistent.

Atitudinea noastră vizează pe de o parte luarea unor **măsuri profilactice la nivelul dinților stâlpi,** iar pe de altă parte **măsuri profilactice care vizează dmții naturali necuprinşi în restaurare.**

Joncțiunea dento-gmgivo-protetică este călcâiul lui Achile a majorității restaurărilor protetice fixe. La acest nivel cimentul de fixare (25-50 ^i) datorită acțiunii chimico-bacteriene. a mediului bucal dispare pe alocuri. Aici ge cantonează o serie de bacterii, cu precădere germeni anacrobi, zona rcprczentând punctul de plecare al viitoarelor procese canoase şi lezium parodontale. De aceea foarte mulți autori recomandă situarea supragingivală a zonci terminalc a coroanelor dentare la dinții dm zona laterală. **Halena caracteristică a unui purtător de restaurări protetice fixe, caracterizează agresiunea joncțiunii dento-gingivo-protetice.**

Adeseori, m timpul fixării unei proteze parțiale fixe în şanțul gingival pot râmâne mici depozite de ciment excedentar; dacă ele se pot evidenția la un examen clmic minuțios, este bine sâ se efectueze un chiuretaj subgingival moderat şi atent (sub anestezie), chiar la sfârşitul şedinței de fîxare.

De foarte multe ori conformarca msufîcicntă a ambrazunlur nu permite accesul mijloacelor de igienizare la acest nivel. **Pentru a evita această eroare este bine ca tehnicianul dentar să aibă periuțe interdentare ca să verifice trecerea lor prin ambrazuri încă în faza de machetare.** Dacă ele nu trec va mai deschide ambrazurile.

Formele de contur la elementele de agregare şi designul protezelor parțiale fixe vor evita acumulârile de depozite alimentare şi placâ dentară.

Atenția noastră trebuie sâ se îndrepte şi spre **dinții naturali de pe arcadele parțial ' restaurate,** pentru ca aceştia **să nu devină un rezervor de bacterii.** Ei vor trebui examinați, tratați şi fluorizati local, periodic. Deprinderea unor manevre de igienă buco-dentară se face încă în etapa de protezare provizorie. Restaurarea fînală nu se va insera până când manevrele de bază au fost insuşite de către pacient.

12. Necesită sau nu a fi îmbunătățită estetica individualâ ?

Astăzi mai mult ca oricând, datorită influenței mediului social, pacienții noştri se procupă în mod-deosebit de estetica lor facială, din cadrul câreia componenta dento—parodontalâjoacă un rol primordial. Adeseori în practică pacientul se prezintă la stomatolog mai mult din rațiuni estetice decât funcționale.

în prot^tioa fixâ ne confruntăm cu mai multe grupe de pacienți din punct de vedere estetic. Dintre acestea, două sunt mai importante: dm prima fac parte acei pacienti unde **restaurarea protetică trebuie să pâstreze sau să respecte o înumită fizionomie, proprie individului,** iar a doua gmpă este constituită din **pacienți cărora trebuie să le schimbăm sau să le îmbunătățim estetica.** Dimensiunea etajului inferior, cromatica dentarâ şi surâsul sunt Câteva elemente care determinâ aprecierea valorii estetice a restaurârii.

Hste periculos ca pacientul rezolvat pnntr-o restaurare protetică fixă şa părăsească cabinetul cu o fizionomie mai proastă decât cea pe care a avut-o sau într-atât de schimbată încât să provoace „zâmbete" m anturajul sâu social. **Cele mai mari probleme apar în protetica implantologică.** Dar despre acestea ca şi despre estetica restaurânlor fixe vom mai vorbi pe
parcursul prezentei lucrăn(cap-19 şi cap. 22).

9.1.1. FORMELE CLINICE ŞI CLASIFICAREA EDENTAȚIILOR PARTIALE

Edentația parțială este o stare patologică care rezultă prin pierderea uneia până la 15 unități dento-parodontale de pe arcadele dentare, în urma căreia rezultâ unul sau mai multe spații edentate cunoscute şi sub numele de **breşe. Spațiile edentate (breşele)** pot varia m funcție de **topografie, întindere** şi **frecvență.** Ele pot fi localizate la **maxilar** şi/sau la **mandibulă,pe o hemiarcadă sau pe ambele, în zona frontală** sau **în zona de sprijin** (laterală).

Breşele edentate pot fi delimitate la extremități de dinți restanti când se mai numcsc **intercalate** sau doar mezial când sunt denumite **terminale.** Desigur pot coexista pe aceeaşi arcadă ambele forme, când edentația se consideră a fi **mixtă.** Dacă numărul dinților absenți este mic (1-2) edentația poartă numele de **redusă,** dacă lipsesc 3-4 dinți ea este **întinsă,** iar dacă pe arcadă mai persistă doar câțiva dinți (1-4), edentația devine **subtotală .** ,

Arcadele dentare cu 28 dinți pot prezenta aproximativ 268 milioane de posibilitați de edentații, numărul lor putându—se calcula asfel:

$$2^{18} = Z^{10\wedge 10\wedge 8} = 1024\text{-}1024\text{-}256 = 268435456$$

Pentru o dentație cu n dinți şi k breşe, există) posibilități. Suma tuturor acestora este

în funcție de localizarea, mărimea şi numărul breşelor edentate vor fi
perturbate într-o proporție variabilâ funcțille **ADM.** Cu timpul apar migrâri dentare, lezium dento—parodontale, perturbări ale complexului neuro—muscular şi **ATM,** cu sau fără repercusiuni asupra stării generale a organismului.

0 bună parte din desfaşurarea funcțiilor **ADM** au la bază activitatea proprio şi a mecanoceptorilor de la nivelul diferitelor componente prin care SNC este informat despre

modificările din sistem. **Edentatul nu mai poate desfăşura o masticaţie normală, îşi vede fîzionomia alterată, îşi aude vocea schimbată.** Toate aceste consecinţe ale stârii de edentaţie pot mfluenţa **starea psihicâ a mdividului.**

Edentaţia parţialâ este prezenta la orice vârstă. în ţara noastra aproape 50% dintre copii de 13—15 ani au unul sau mai mulţi dinţi lipsă. La adolescenţă un număr redus de persoane posedă toţi dinţii, iar peste 50 ani foarte mulţi oameni sunt deja edentaţi total.

Unul din obiectivele OMS pentru anul 2000 prevedea ca la 18 ani, 85 % din populaţia globului să prezinte o dentaţie integră iar la 65 ani, 10 % din ace'astă categorie de oameni să aibâ mai mulţi dinţi prezenţi pe arcadâ, chiar dacă aceştia au pungi parodontale.

Edentaţia parţialâ recunoaşte m etiologia sa douâ categorii de factori: **congenitali** şi **dobândiţi. Edentaţia parţialâ congenitală** apare datorită **anodonţiilor** (hipodonţia sau oligodonţia) care se manifestă prin absenţa uneia sau mai multor unităţi dento- parodontale datoritâ ageneziei mugurilor dentari.

Edentaţia parţială dobândită poate apare drept consecinţa mai multor cauze dintre care amintim: **leziimi odontale** şi a complicaţiilor lor, **parodontale, extracţii în scop ortodontic,** sau m **boala de focar, osteomielită, tumori de maxilar** etc.

Traumatismele, cauzele social-economice şi o serie de **condiţii biologiee** care implica efectuarea unor tratamente endodontice necorespunzătoare stau la baza a numeroase extracţii care generează diferite forme de edentaţii. în sfârşit, **iatrogeniile** reprezintă din păcate o sursă frecventă de pierdere a dinţilor, dintre acestea cele secundare terapiei endodontice situându-se pe primul loc.

Clasificare

De-a lungul anilor s-au facut mai multe clasificâri ale edentaţiilor partiale, utilizându-se diferite criterii (topografic, funcţional, numărul şi poziţia dinţilor restanţi etc.)

Printre primii care s-au ocupat de această problemă a fost canadianul Cummer (1921) care a ţinut cont mai mult de forma protezelor decât de statusul clinic. Cummer a folosit drept criteriu poziţia liniei croşetelor (din cadrul protezelor mobilizabile) care trece prin dinţii ancoră:
„fulcrum line". In jurul acesteia basculează protezele. Neavând un caracter practic în clinică, această clasificare nu s-a păstrat m timp.

Timp de 40 ani din 1921 până m 1981, •23 autori bazându-se pe diferite criterii au elaborat o serie de clasifîcări (tabelul Nr.9.2.). în afara clasificărilor amintite au mai fost elaborate şi altele dintre care amintim pe cele ale lui Wild., Vachuda, Kantorovicz, Voss (bazatâ pe analiza biostatică a conceperii restaurărilor protetice),iar mai recent Korber şi Kerschbaum (probabilitatea succesului biostatic) etc. Dintre toate aceste clasificări doar câteva au rezistat m timp. Ele s-au impus în clinică şi au devenit consacrate: **clasiHcarea lui Kennedy** şi cea a lui **Eichner.**

CIasificarea lui Kennedy

Eduard Kennedy (19), demonstrator în clinica de Protetică Dentară a Facultăţii de Stomatologie a Universităţii din Pennsylvania, Philadelphia Pa, a elaborat m **1923** o clasificare (care ţine cont de topografia breşelor) şi care a rezistat m timp, datoritâ simplităţii şi caracterului ei practic. Kennedy a împărţit edentaţiile m patru clase, după cum urmează (fig.9.7.)

Clasa I. cuprinde arcadele edentate termino-terminal, deci breşele edentate sunt mărginite, bilateral, doar mezial de dinţi;

Clasa II. cuprinde arcadele cu edentaţie terminală unilateralâ , deci edentaţia este limitată doar mezial de dinţi, dar pe o singură hemiarcadă;

Clasa **III** cuprinde arcadele cu edentaţii laterale intercalate uni- sau bilateral, limitate atât mezial, cât şi distal de dinţi;

Clasa IV cuprinde arcadele cu edentaţie în zona frontalâ, mărginite doar distal de dinţi.

Tabelul9.2.

0 parte dintre clasificarile edentaţiilor elaborate între anii 1921-1981

NR. CRT. 11. •	ANUL	NUMELE AUTORULUI	CRITERIUL DE CLASIFICARE	CLASE
1	1921	CUMMER	Topografic, terapeutic	4
2	1923	KENNEDY	Topografic	4
3 -	1928	BAILYN	Topografic	^
4	1935	BECKET- WILSON	Topografîc, biologic	2
5	1940	SWENSON-TERKLA	Topografic	4
6	1946	L' HIRODELLE	Topografic	4
7	1954	BETELMAN	Topografic	4
8	\W	DUBECQ - BENOIT	Terapeutic	3
9	1955	EICHNER	nr. Stopurilor ocluzale •• cu antagoniştii	3
10	1958	APPLEGATE	Topografic,terapeutic	4
11	1960	VOLLDRICH	Topografic, biologic	t ! 3
12	1962	ŞC.GEMANA	Topografic	3
13	1964	FRIEDMAN	Functional	2
14	1967	EICHNER	numârul zonelor de sprijin	3
15	1973	STEFFEL	biologic, terapeutic	6
16	1973	HOFFMAN	poziţia dinţilor stâlpi	3
17	1975	KORBER	Biofiziologic, terapeutic	5
18	1975	KERSCHBAUM	sprijinul protezei	7
19	1975	COSTA	Topografic	6
. 20	1978	DUMITRESCU	nr. Dintilor absenti	3.4
21	1978	MARTIN	Topografic,terapeutic	3
22	1979	KOBES	Topografic	3
23	1981	FABIAN	nr., poziţia dinţilor restanti	3

Datoritâ multiplelor situaţii clinice cu mai multe breşe edentate decât cele cuprinse m clasificarea iniţialâ, Kennedy şi-a completat propria claslficare, adâugându—i nişte subclase determinate de numărul breşelor secundare pe care le-a denumit **modificări, clasa de bază** fiind determinată de **edentatia situată cel mai distal.** Aşadar după completarea clasificării facute chiar de către autorul ei, edentaţiile din clasa I, 11 şi III Kennedy pot prezenta până la patru modificari (patm breşe suplimentare), **clasa a IV-a neavând nici o moditicare** (fig.9.8.) Terkla şi Laney au încercat să completozş şi ei clasificarea lui Kennedy, notând modificările acesteia cu litera A pentru breşele frontale şi cu P pentm breşele laterale.

în 1975 Korber* a modiHcat clasificarea lui Kennedy care conţine patru clase după cum urmează:

A) clasele de bază Kennedy;
B) modificarea claselor de bază printr—o singură breşă edentată suplimentarâ prezentâ pe arcadă;
C) modifîcarea claselor de bazâ prin prezenţa pe arcadâ a mai multor breşe edentate suplimentare;
D) pe arcadă existâ un număr redus de dinţi.

---

* Erich Korber - profesor la Facultatea de stomatologie din Tubingen

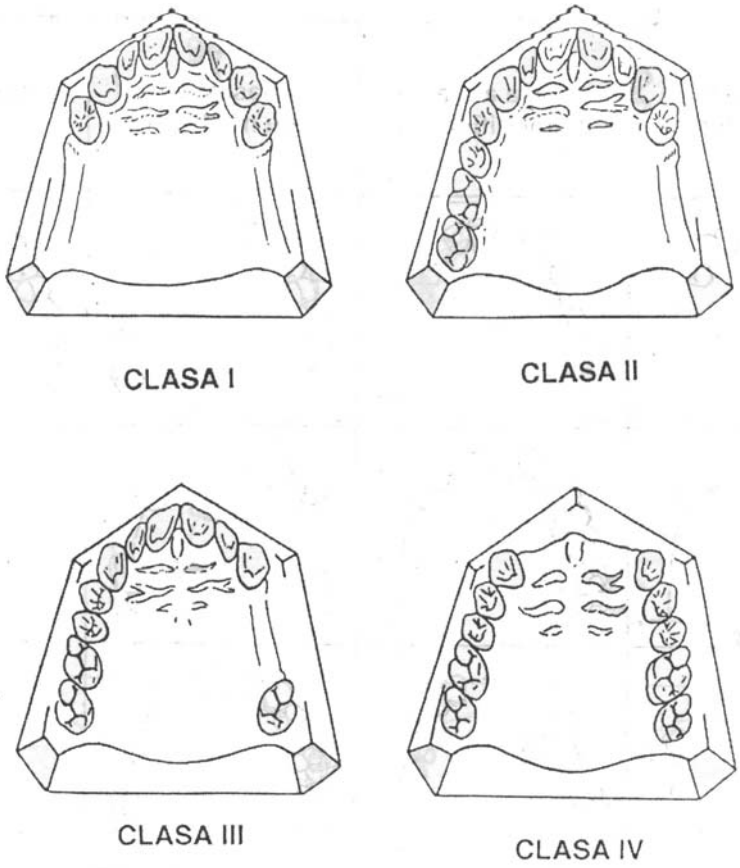


Fig. 9.7. Clasificarea lui Kennedy (reproducere după original—19)

Modificările aduse de Korber sunt acceptate de multe şcoli europene care le consideră benefice pentru protetician m elaborarea mai uşoară a unui plan protetic, dar **au creat şi unele confuzii** (nemotivate) remarcate de către unii colegi din ţara noastră.

Clasificarea lui Eichner

Eichner (10) a propus o clasificare care pune accent pe rapoartele ocluzale ale dintilor restanţi cu antagoniştii. Această clasificare conţine trei clase, fiecare având mai multe grupe (fig. 9.10.).'

In **clasa** A (gmpele Ai-As) apar stopuri ocluzale între antagonişti m toate cele patru zone de sprijin ale ocluziei.

în **clasa B** (gmpele Bi-B4) nu apar stopuri ocluzale între antagonişti m toate cele patru zone de sprijin.

în **clasa C** (gmpele Ci-Cs) dinţii antagonişti nu stabilesc stopuri ocluzale.

Şi în ţara noastră **Eugen Costa*** a întocmit o clasificare a edentaţiilor parţiale pe care le-a împărţit în şase clase în funcţie de topografia breşelor (edentaţie frontală, laterală, terminală, mixtă, extinsă şi subtotală). Enunţarea diagnosticului de edentaţie începe la maxilar ca şi la mandibulâ din dreapta şi se termină la capătul stâng al arcadei prin utilizarea celor trei termeni;

frontal, lateral, terminal. Deşi simplă şi utilizată m practică, ea nu s-a extins, nefiind adoptată pe plan intemaţional.

---

* Eugen Costa - medic stomatolog, profesor universitar, şeful Clinicii de Protetică Dentară la Facultatea de Stomatologie a Universitătii Carol Davila Bucureşti

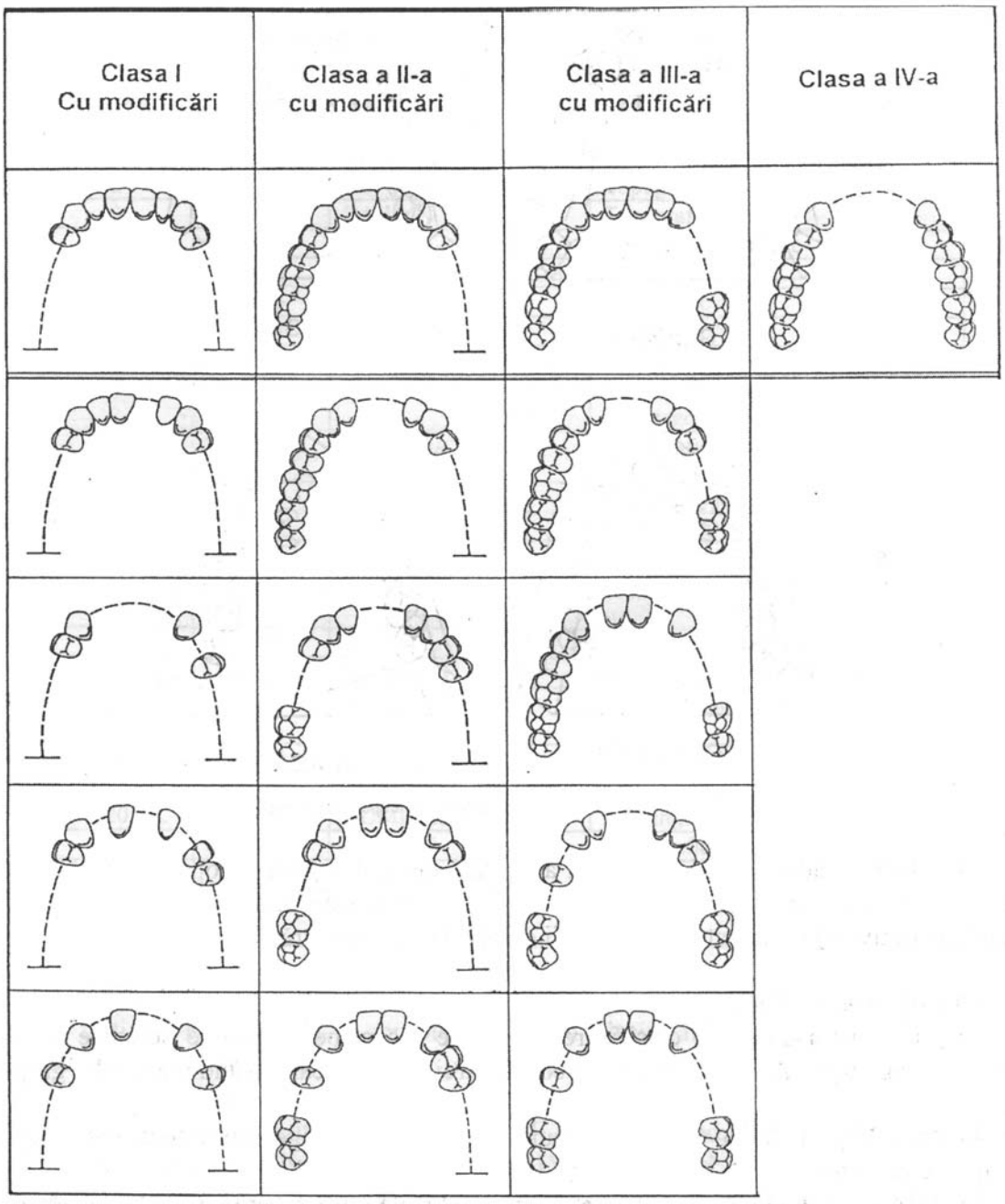


Fig. 9.8. Clasificarea lui Kennedy cu modificările efectuate ulterior de către autor (19)

De altfel trebuie subliniat faptul că pentru a fi utilă în cadrul elaborării unui plan terapeutic, o clasificare ar trebui să cuprindă pe lângă topografia şi întinderea breşelor şi alte criterii **cum ar fi:** valoarea funcțională a dinților restanți, rapoartele lor cu arcada antagonistă, particularitățile relațiilor ocluzale, statusul parodontal al dinților restanți **pecum şi** o serie de condiții loco- regionale şi/sau generale. **JKJ 0 asemenea clasificare nu a fost încă elaborată, dar cu ajutorul modelelor de simulare prin** metoda elementelor finite, se pare că **vom putea în curând avea la dispoziție cea mai bună soluție terapeutică pentru un caz clinic.**

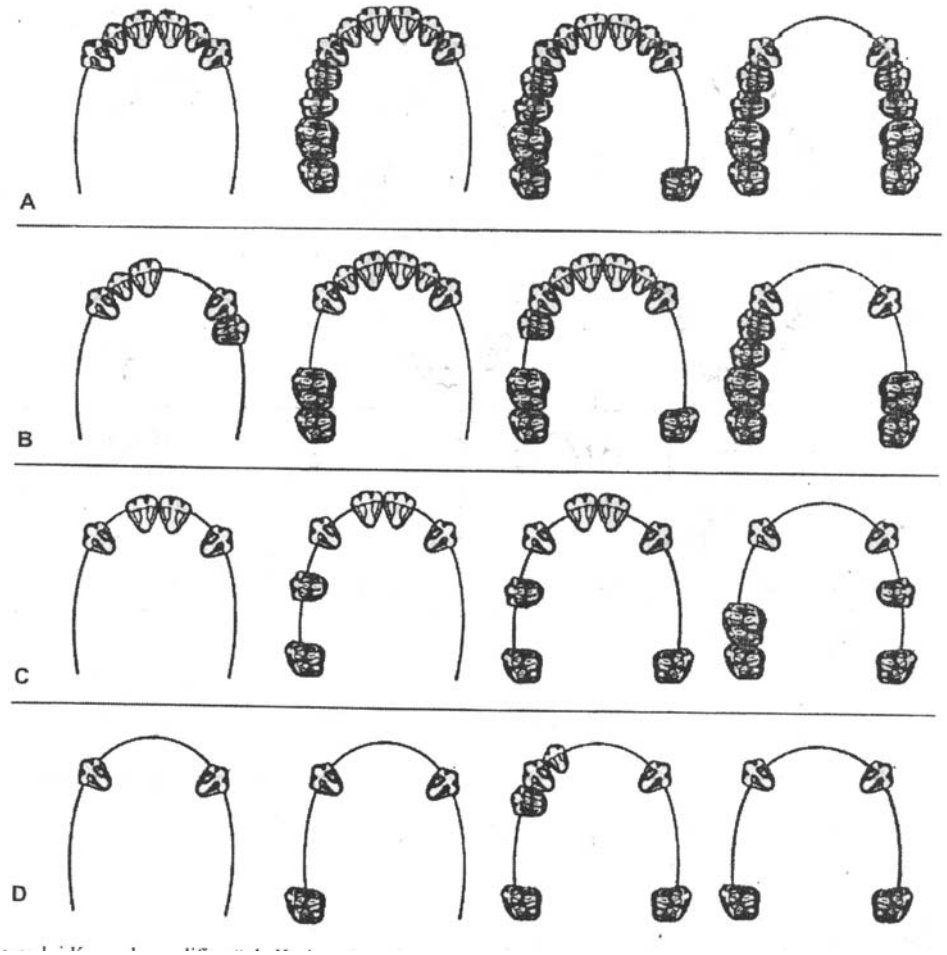


Fig. 9.9. Clasificarea lui Kennedy moditlcată de KOrber: A—cele 4 clase de bază, B—modificarea claselor de bază cu o singura breşă intercalata suplimentarâ; C— modificare cu mai multe breşe edentate; D— pe arcade mai persista doar dinţi restanti.

9.1.2. RESTAURARI PROTETICE MOBILIZABILE

Restaurările protetice mobilizabile se pretează la realizarea unei game largi de edentaţii parţiale, prezente la cele mai diverse vârste.

Acest gen de restaurări protetice pot avea sprijin muco-osos, 'dentb- parodontal sau mixt, având o **paletă largă de indicaţii:** edentaţii frontale întinse, terminale, subtotale, când breşele edentate depâşesc doi-trei dinţi posteriori, când include un canin şi alţi doi dinţi vecini cu acesta, sau un canin şi ambii premolari.

Restaurârile protetice mobilizabile se aplică cu mare succces în perioada de creştere, cât şi la o serie de pacienţi a căror câmp prezintă lipsă de substanţă osoasă, malformaţii congenitale, traumatisme etc. **Protezele parţiale mobilizabile sunt soluţii protetice ieftine,** putând fi considerate **soluţii protetice universale,** spre deosebire de restaurările fixe care pretind un anumit număr de stâlpi repartizaţi topografîc după anumite criterii, un status optim parodontal şi o stare generală corespunzătoare.

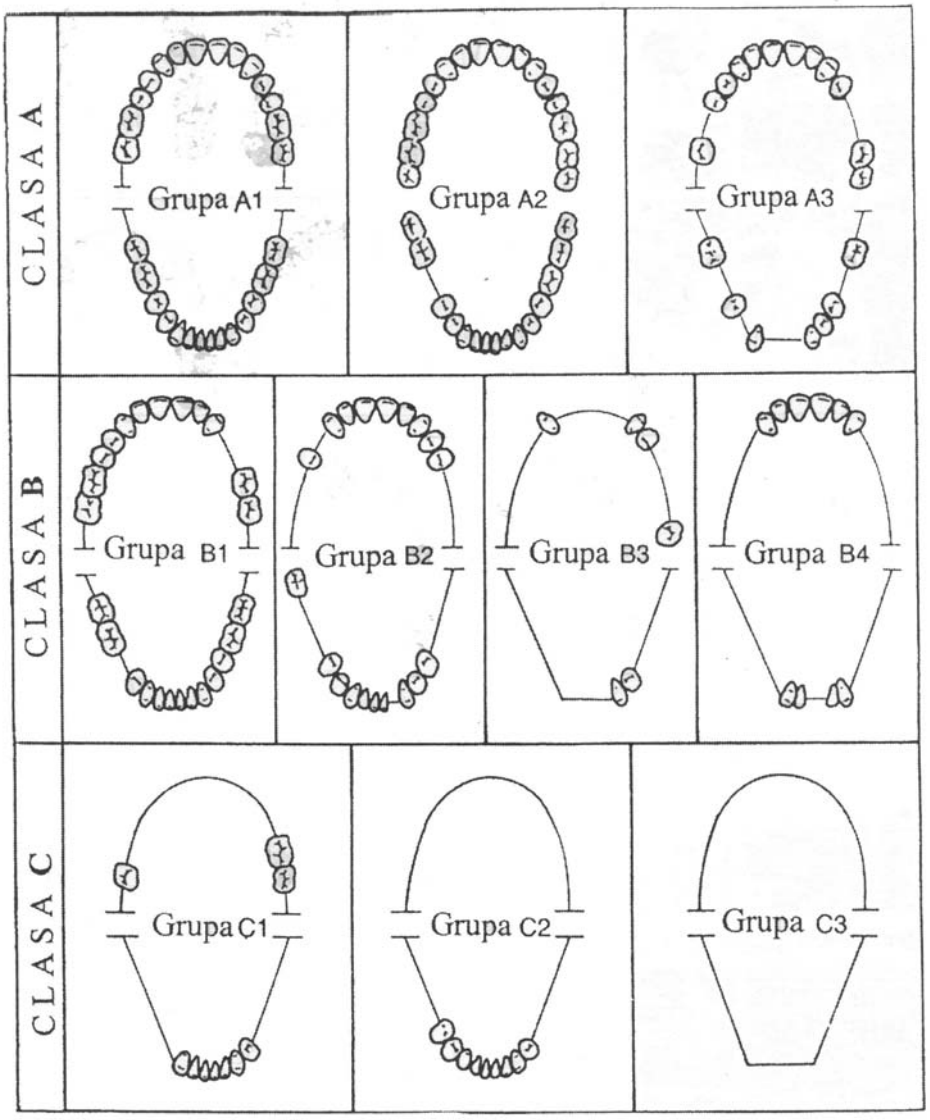


Fig. 9.10 Clasificarea lui Eichner(lO)

0 serie de situatii clinice se pretează concomitent atât la rezolvări prin restaurări fixe, cât şi prin restaurâri mobilizabile: breşe edentate multiple pe aceeaşi arcadâ, edentații terminale (unde se pot practica restaurări fîxe cu extensii distale mai ales dacă arcada antagonistă este protezată total, restaurări protetice cu sprijin implantar etc.) etc. Restaurările mobilizabile se substituie celor fixe ori de câte ori dinții adiacenți breşelor edentate au axe de implantare putemic divergente sau prezintă un suport parodontal deficitar.

Alte situații în care decizia practicianului se va îndrepta spre o **restaurare mobilizabilă,** sunt: dinți restanți cu **coroane clinice scurte,** un **număr insuficient de dinți stâlpi, pacienți în vârstă** cu **posibilități financiare reduse** sau a câror **stare generală nu permite efectuarea unor preparații dentare multiple.** Cu toate că acest gen de restaurări acoperâ o arie largă de indicații, **caracterul de proteză mobilizabilă** face pe majoritatea pacienților să le privească cu rezerve **ab initio,** preferând restaurările protetice fixe.

9.1.3. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE CONVENȚIONALE (AGREGATE LA DINȚI NATURALI)

Ori de câte ori un pacient prezintă o breşă edentată, în majoritatea cazurilor el va opta pentru o **restaurare protetică fixâ** . Cu mici excepții, o restaurare fixâ se va sprijini cel puțin pe cei doi dinți stâlpi care delimitează mezial respectiv distal breşa. Dacă cei doi stâlpi naturali prezintă un parodonțiu sânătos^ dacă breşa este de maximum doi dinți, direcția crestei edentate fiind rectilinie, iar restaurarea va fi realizată conform unor exigențe tehnologice, atunci existeța ei pe arcadă poate depăşi 10-15 ani ceea ce reprezintă pentru majoritatea pacienților o garanție viabilă şi acceptabilă.

Numărul dinților restanți poate şi el decide opțiunea spre un anumit tip de restaurare, însă topografia optimă va înclina sau nu balanța spre o variantă fixă. Trei patru dinți plasați topografic m planuri diferite ale arcadei prezintă o valoare de stabilizare mai mare decât un număr mai mare de dinți situați într-un singur plan. în subcapitolul **9.1.3.** este abordată **alegerea dinților stâlpi.**

Lipsa de substanță de le nivelul țesuturilor dure (creastă edentată) contraindică de obicei efectuarea unei restaurări fixe, cu excepția unor pacienți foarte motivați şi dispuşi să suporte o grefa osoasâ sau un alt procedeu de R.T.G..

Alegerea soluției terapeutice trebuie să țină cont şi de starea generală a pacientului, mai ales dacâ acesta prezintă unele suferințe generale care-i influențează **debitul salivar** (hiposialie, asialie) sau nu-i permit **suportarea unor şedințe lungi de prepararea bonturilor sub anestezie.**
^ ^

Adeseori decizia pentru un anumit gen de restaurare protetică (fixă sau mobilizabilă) nu este uşor de luat. Pacientului trebuie să i se prezinte mai multe soluții, fiecare cu avantajele şi dezavantajele sale. Practicianul trebuie să evalueze corect factorii biologici şi psihici, iar pacientul sâ decidâ doar asupra unor aspecte estetice şi financiare. **în situațiile când pacientul doreşte să-şi impună punctul de vedere, care nu coincide cu cel al practicianului este bine ca el să semneze o declarație prin care-şi asumă riscurile pe care le prezintă varianta propusă şi acceptată de el.**

în tabelul 9.3. sunt prezentate câteva variante terapeutice pentru restaurarea protetică a edentațiilor partiale.

9.1.3.1. EVALUAREA DINTILOR STALPI

Orice restaurare protetică trebuie să preia forțele ocluzale la care este supusâ. In cazul restaurârilor fixe, forțele absorbite de dinții stâlpi sunt atât cele dirijate spre elementele de agregare, cât şi acelea preluate de intermediari care prin conectori ajung în ultimă instanță tot la dinții stâlpi.

Aşa cum am mai spus spre deosebire de arhitecți şi constructori care îşi dispun stâlpii acolo unde terenul este corespunzâtor, stomatologul trebuie să accepte existența unor dinți stâlpi dispuşi aşa cum îi are pacientul şi m starea în care se află la momentul prezentării acestuia. Uneori practicianul poate alege dinții stâlpi, alteori nu, el putând să-i restaureze sau chiar să-i

Tabelul 9.3.

Posibilităţi de restaurare protetică în edentaţia parţială (tabel modificat după 38)

	Restaurare protetică mobilizabilă	Restaurare protetică fixă	Restaurare adezivă	Restaurări protetice fixe pe implante
Lungimea breşei edentate	Edentaţii terminale mai mari de 3 dinţi de clasa I şi II Kennedy Breşe frontale mai mari decât 4 dinţi frontali Edentaţie de canini plus doi sau mai mulţi dinţi invecinaţi	De obicei când breşa nu este mai mare de doi trei dinţi şi este delimitată atât mezial cât şi distal de stâlpi Lipsa celor patru incisivi	Edentaţie redusă (unidentară) în zona frontală Edentaţie frontală bidentară Edentaţie unidentară în zona premolară şi chiar de sprijin (la anumite cazuri clinice)	Breşă redusă (unidentară) Breşe de 2 – 6 unităţi dentare Edentaţii clasa I şi II Kennedy Edentaţii totale
Configuraţia breşelor	Absenţa stâlpilor de sprijin distali Spaţii edentate multiple pe ambele hemiarcade	Breşe cu stâlp de sprijin distal, dar se poate efectua şi o restaurare protetică fixă cu extensie	Breşa să fie redusă şi delimitată atât mezial cât şi distal de dinţi integri Dinţii voluminoşi reprezintă un avantaj	Lipsa stâlpului (stâlpilor) distal(i) Breşe care se pretează la 3 implante. Breşe delimitate de dinţi în care se pot insera „n" implante.
Aliniamentul stâlpilor	Pot fi utilizaţi stâlpi: a)înclinaţi şi/sau b)divergenţi c)chiar cu un anumit grad de insuficienţă parodontală	O înclinare mai mică de 25^0 poate fi corectată prin preparaţie	**Se acceptă o înclinare meziodistală mai mică de 15^0 a stâlpilor** Stâlpii trebuie să fie în acelaşi plan V–O Preparaţiile nu pot modifica poziţiile stâpilor datorită reducerilor minime de ţesuturi dure (preparaţii peliculare)	Necesitatea respectării unui aliniament al stâlpilor necesită o coordonare între cel ce inseră implantul si acela care face suprastructura; de aceea este bine ca cele două manopere să fie făcute de acelaşi specialist
Condiţiile legate de stâlpi	Coroane clinice scurte Dinţi ancoră insuficienţi	Bune, dacă stâlpii vor fi acoperiţi cu coroane de contenţie Dinţii devitali pot fi folosiţi dacă mai posedă suficiente rezerve de ţesuturi dure	Stâlpi integri Substituirea unui incisiv, premolar şi uneori chiar a unui molar	Stâlpi integri care nu necesită proceduri de restaurare în viitor
Ocluzia	Mai adaptabilă la abateri în dispunerea dinţilor antagonişti	Contacte favorabile ca magnitudine, direcţie, frecvenţă, durată	Nu pot fi indicate pentru înlocuirea incisivilor in situaţia unei ocluzii adânci	Forţele ocluzale trebuie sa fie cât mai verticale pentru a preveni încărcarea laterală nefavorabilă a implantelor
Condiţii parodontale	Se pot folosi şi alţi dinţi ca dinţi ancoră când stâlpii adiacenţi breşei nu corespund	Suport bun al osului alveolar Raport coroană/rădăcină 1/1 sau mai optim în favoarea rădăcinii Doar mobilitate fiziologică; Morfologia rădăcinii cât mai complexă oferă o stabilitate mai bună	Doar mobilitate fiziologică În situaţia prezenţei unui anumit grad de mobilitate, dinţii trebuiesc imobilizaţi pentru a rezista pe parcursul preparaţiilor peliculare	Rezervă osoasă favorabilă
Forma crestei	Când există pierderi importante de substanţă la nivelul crestei reziduale	Rezorbţie moderată fără defecte mari la nivelul ţesuturilor moi şi dure	Rezorbţie moderată a crestei Fără defecte mari la nivelul ţesuturilor moi	Cresttă lată şi plată care se pretează la implant de stadiul II Adiţie de crestă sau implant de stadiul I
Condiţii generale	Prezenţa hiposialiei prezintă un oarecare risc Condiţii limitate ale pacientului Igiena orală acceptabilă. Pacient dispus să fie dispensarizat Simplificarea tratamentului De obicei de vârstă înaintată Pacienţi cu probleme de sănătate generală (afecţiuni sistemice) Recomandabile în tranziţie spre starea de edentat total	Pacienţii cu hiposialie şi asialie prezintă un risc crescut la carii, Lipsa de coordonare musculară Torusuri mandibulare accentuate Leziuni ale mucoasei palatine Macroglosie Prezenţa reflexelor exagerate de vomă Atitudine nefavorabilă preconceputâ faţă de protezarea mobilă	Se recomandă mai ales pacienţilor tineri sau vârstnici unde preparaţiile tradiţionale sunt contraindicate Poate fi folosită şi în zona de sprijin la pacienţii cu o anumită conformaţie (mai gracilă) a muşchilor masticatori	Pot rezista chiar şi la pacienţi cu hiposialie Reprezintă o alegere mai bună dacă stâpii naturali necesită o terapie extensivă şi prezintă o valoare parodontală îndoielnică Atitudine nefavorabilă, preconceputâ împotriva protezării mobile Procedeul trebuie să fie agreat şi stăpânit de specialist Pacientul să aibă posibilităţi materiale.

consolideze. Dcsigur câ implantologia oralâ permite dispunerea unor stâlpi artificiali acolo unde este nevoie, ceea ce a schimbat o serie de idsi şi concepţii în protetica fixă. în alegerea dinţilor stâlpi trebuie să respectăm o anumită schemă;

a) statusul coroanelor dentare - intregrc
-cu leziuni
- cu obturaţn
-absente .

b) morfologia radiculară (confîguraţia radiculară) —mono, bi, triradicular, râdăcini cu morfologia normală sau curbaţe, cu alte anomalii etc;

c) raportul coroanâ-rădacină;

d) statusul endodontal: dinţi - vitali
- devitali
- cu obturaţii radiculare corecte, incomplete etc.
- cu rezecţe apicală

e) implantarea dinţilor : - normalâ
- basculaţi
- torsionaţ

9.1.3.1.1. STATUSUL COROANELOR DENTARE

Coroanele dentare pot fi **integre** sau să prezinte diverse **leziuni: carioase distrofice, traumatice,** când acestea trebuie rezolvate prin reconstituire. Cu ajutoml tehnicilor şi materialelor modeme de restaurare, majoritatea leziunilor coronare pot fi restaurate. Chiar şi coroanele cu leziuni întinse în suprafaţâ şi profunzime pot ti recuperate. Distrucţiile coronare masive necesită adeseori tratamente endodontice, uneori chiar tratamente preprotetice de restabilire a integrităţii coroanelor clinice. Dacă un viitor dinte stâlp prezintă o leziune coronară, de multe ori este indicată prepararea lui ca stâlp şi restaurarea lui ulterioară. Desigur, o serie de procedee de restaurare pot impune desfâşurarea inversâ a etapelor de restaurare. Obturaţiile care se pierd m cursul preparării dinţilor se vor reface cu materiale adecvate (la ora actuală există materiale compozite cu indicaţie exclusivă pentm acest scop, de exemplu Rebilda-Voco). Aceasta nu înseamnă că pentru resaturarea unui bont nu pot fi folosite şi alte materiale ca **CIS, AA** etc. Dispariţia completă a coroanelor dentare reclamă confecţionarea DCR-urilor fie prim metode directe, fie prin metode indirecte.

9.1.3.1.2. CONFIGURAŢIA RĂDĂCINILOR

Forma şi dimensiunile rădăcinilor viitorilor dinţi stâlpi influenţează evaluarea acestora.

Radăcinile care au diametml vestibulo-oral mai mare decât cel mezio-distal sunt preferate celor rotunde pe secţiune transversalâ (fig.9.11.).

Dinţii care m mod fiziologic fac faţă unor forţe masticatorii mari (ex.primii molari permanenţi) au o

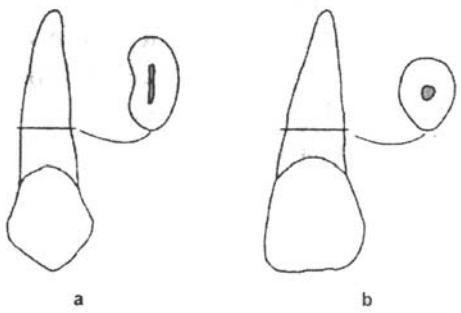


Fig. 9.11 Diametrul vestibulo-oral al rădăcinii premolarului maxilar (a) este mai mare decât al incisivului central maxilar a carui rădâcină este sfericâ pe secţiune (b), ceea ce îl face mai valoros ca dinte stâlp, deşi ambii au aceeaşi suprafaţăradiculară.(11)

suprafaţâ radiculară mare, astfel încât transmiterea presiunilor să se facă pe o suprafaţâ osoasă cât mai întinsă, rezultatul fnnd dispersârâa favorabilă a forţelor. Râdâcinile divergente ofcrâ un suport parodontal mult mai bun decât rădăcinile care converg şi fuzioneaza, sau prezintă o câftfiguraţie conicâ (fig.,9.12).

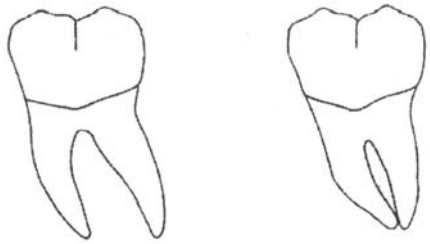


Fig. 9.12. Molarul cu rădăcini divergente (a) este un stâip mai vaioros decât unui cu radăcini fuzionate (b)

Dinţii cu rădâcini conice pot fi folosiţi ca stâlpi ai unei proteze fixe de întindere redusâ dacă ceilalţi factori care influenţează evaluarea sunt optimi. Un dinte monoradicular care prezintă curburi m treimea apicală este de preferat unei rădăcim apr.oape netede şi drepte.

Pomind de la faptul evident că rezistenţa unui dinte este mai mare cu cât lungimea râdâcinii clinice şi suprafaţa acesteia este mai mare, rezulta ca valoarea protetica este mai mică pentru monoradicularii cu rădăcini scurte şi subţiri şi mult mai favorabilă pentru pluriradiculari.

Configuraţia radiculară se evaluează radiografic, cel mai bine, cu ajutorul radiografiilor intraorale retroalveolare şi nu pe ortopantomografii.

- incisivii centrali superiori au rădăcini cilindro-conice de aspect robust si o lungime aproximativă de 13 mm; uneori raportul coroană-radacină clinică fiind del/1.

- incisivii laterali superiori au rădâcini subţiri efilate uşor curbe spre distal în zona apicală si au cea mai slabâ implantare dintre toţi dinţii maxilari; folosirea lor ca dinti stâlpi este mai puţin indicatâ;

- caninii superiori prezintâ rădăcini putemice lungi (aprox.17 mm); configuraţia radiculară şi particularităţile de implantare conferă acestor dinţi o valoare protetică deosebitâ. în plus caninul are o poziţie privilegiată pe arcadă, la intersecţia celor două planuri, fapt ce îi creşte valoarea ca dinte stâlp în protezarea fixă;

- premolarii primi superiori, prezintă m aprox.70% din cazuri două rădacmi şi au o valoare protetică bună; uneori pun însă probleme în efectuarea tratamentelor endodontice în scop protetic datorită morfologiei canalelor radiculare;

- premolarii secunzi superiori prezintă râdăcini ceva mai scurte decât a caninului superior (aprox.14 mm) şi diametre suficient de mari pentru a le asigura o bună implantare, totuşi este un stâlp mai slab decât premolarul prim.

- primul molar permanent superior cu trei rădâcini robuste, dintre care doar palatinala este dreaptă, rădăcinile vestibulare fiind divergente una faţă de cealaltă şi curbate reciproc înspre apex pezintă o foarte bunâ implantare. Cu cât divergenţa rădăcinilor este mai mare, cu atât rezistenţa la solicitări a dintelui va fî mai bunâ. Totodată curburile apicale reprezintâ un element favorabil, realizând ancorarea dintelui m osul maxilar. Toate aceste elemente de configuraţie radiculară îi confera acestui dinte o foarte bună valoare protetică;

- al doilea molar permanent maxilar spre deosebire de primul, are rădâcimle mai scurte si mai convergente înspre apical, zonă unde ele pot fuziona. Suprafaţa radiculară este mai mică; totuşi fiind un pluriradicular implantarea sa ca şi rezistenţa ca stâlp, sunt optime;

- molarul al treilea superior atunci când este prezent, are o configuraţie foarte variatâ a rădăcinilor (1-3 râdăcini), astfel încât şi gradul lui de implantare diferâ în funcţie de morfologia radiculară. Evaluarea acestui dinte în vederea folosirii lui ca dinte stâlp va trebui să ţină cont şi de alte aspecte (poziţia pe arcadă, direcţia axului de implantare ş.a.);

- dintre toti dinţii, **incisivii inferiori,** atât centrali cât şi laterali, au rădăcini cu dimensiuni reduse, aplatizate mezio-distal şi o implantare slabâ.Valoarea lor proteticâ, ca dinţi stâlpi este
redusă. Folosirea lor ca stâlpi este mconstantâ şi incertă.

- caninul inferior ca şi omologul superior este un dinte cu o rădăcinâ robustâ, lunga (aprox.16 mm) şi cu o implatare bună, aspecte ce îl indică, ca un dinte stâlp valoros în protezarea fixă;

- premolarii inferiori, fiind monoradiculari cu rădăcini având lungimi şi diametre • favorabile unei bune implantări, pot fi folosiţi cu succes ca dinţi stîlpi;

- molarii inferiori au două rădăcini voluminoase divergente, implantate într-un os dens. Primul molar are rădăcinile cele mai voluminoase dintre toţi dinţii mandibulari şi deci o implantare bună;

- molarii 3 inferiori prezintă rădăcini unite şi recurbate m totalitate, rareori bifurcate apical sau divergente prezentând două, trei sau patru rădăcini. De obicei rădăcinilre sunt recurbate spre distal datorită curbei de redresare a lui Capdepont. Uneori aceşti dinţi sunt totuşi valoroşi m protezarea fixă, alteori sunt basculaţi spre mezial. In situaţii limită se poate încerca ;chiar redresarea lor ortodontică.

Cei mai valoroşi dinţi stâlpi m protezarea fixâ la mandibulâ sunt: **primul molar, al doilea molar, caninul, premolarul secimd, primul premolar şi incisivii ; la maxilar** situaţia este similară cu excepţia primului premolar care este mai valoros decât premolarul secund. Pentru îmbunătaţirea spijinului asigurat de rădăcinile dinţilor stâlpi se poate utiliza metoda mcorporârii celor doi dinţi stâlpi vecini breşei edentate, astfel că la o extremitate pot fi doi dinţi stâlpi, iar la cealaltă extremitate unul singur (fig.9.2 şi 9.3 a, b, c), chiar dacâ acest lucru nu este acceptat ca atare din punct de vedere biomecanic.

Configuraţia radiculară a premolarilor şi molarilor m asociere cu starea parodontală deficitară a acestor dinţi pune probleme suplimentare m realizarea protezării. Când leziunea parodontală ajunge la nivelul furcaţiei apar cel puţin două probleme:

(1) difîcultatea accesului m zona respectivă în scopul realizarii scaling-ului si root-planing-ului şi a intervenţiilor de chirurgie parodontală;

(2) incapacitatea pacientului de a realiza igienizarea corespunzătoare a acestei zone.

Dacă aceste probleme pot fî rezolvate m mod satisfacător atunci prognosticul acestor dinţi este similar sau chiar mai bun decât al unui dinte monoradicular având acelaşi grad de implantare.

Morfologia radiculară a unui dinte este importantă în terapia parodontală care precede protezarea. Scaling-ul si root-planing-ul sunt fundamentale pentru obţinerea succesului terapeutic, şi orice element care reduce eficienţa acestui procedeu, cum ar fi morfologia radiculârâ neobişnuită poate afecta prognosticul. Menţinerea unei igiene orale corespunzătoare poate fi îngreunatâ de o morfologie radiculară variată. Practicianul trebuie să recunoască şi să evalueze morfologia radiculară, deoarece aceasta poate juca un rol esenţial în evoluţia viitoarei restaurări protetice.

Depresiunile, şanţurile radiculare şi morfologia zonelor de furcaţie prezintă un deosebit interes. **Depresiunile** pot varia de la forme superficiale şi pâna la depresiuni adânci localizate la nivelul suprafeţelor proximale. Acestea cresc zona de ataşament şi conferă rădăcinii o formă care rezistâ mai bine la forţele de torsiune. Depresiuni marcate apar la nivelul primului premolar maxilar şi la nivelul rădăcinii mezio-vestibulare a primului molar maxilar, pe ambele rădăcini ale molarilor primi mandibulari şi la nivelul incisivilor mandibulari. Totuşi orice rădăcină poate prezenta uneori o concavitate proximală.

Accesul m zona de furcaţie este uneori dificil. în 58% din cazuri molarii primi maxilari şi mandibulari prezintă un diametru mai mic la debutul furcaţiei decât mărimea chiuretelor parodontale.

Prezenţa **şanţurilor radiculare** care apar uneori la nivelul incisivilor laterali maxilari pe faţa palatinală la nivel gingival sau la nivelul incisivilor mandibulari, crează de asemenea

probleme de acces şi afeetează prognosticul.

Prelungirile de smalț de la nivel coronar ce se extind la nivelul furcației molarilor mandibulan m 28,6% din cazuri şi în 17% din cazuri la nivelul molarilor maxilari favorizează formarea pungilor parodontale, diminuând totodată succesul procedeelor terapeutice la acest nivel.

Configurația radiculară este foarte importantă în evaluarea uniii dinte stâlp, însă trebuie corelatâ cu dimensiunea coronarâ a acestuia şi statusul său parodontal pentru formularea unei evaluări riguroase.

9.1.3.1.3. RAPORTUL COROANA - RADACINA

Raportul coroanâ-râdâcmă este reprezentat de lungimea dintelui măsurată de la nivel ocluzal şi până la nivelul crestei alveolare comparata cu lungimea rădâcinii intraosoase.

Raportul dimensiunilor axiale fiziologice coroană-rădăcină clinicâ la adult este de aproximativ 1/1,5-2.

Raportul coroanâ-rădăcmă clmică se modifică în fimcție de vârstă astfel:

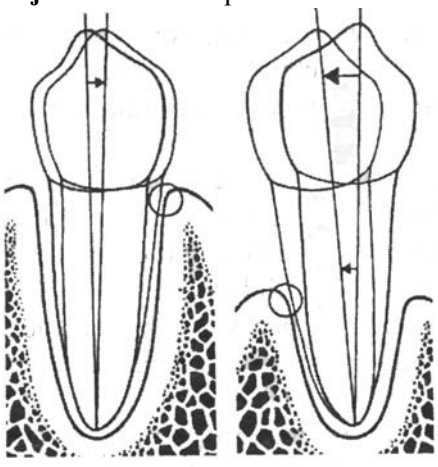
- localizarea marginii gingivale **la copii** este la nivelul smalțului, coroana clinică fiind mai mică decât cea anatomicâ;

- la adultul tânăr gingia este ataşatâ m vecinătateajoncțiunii smalț- cement;

- la maturitate se produce o uşoară retracție gingivală şi apare uzura ocluzală localizatâ la nivelul smalțului şi uneori a dentinei mărindu-se totuşi raportul coroană-radacină clinică;

- la pacientul de vârsta a treia uzura coronară este decelabilâ, în unele cazuri chiar marcată, iar retracția gingivală este mai accentuată; creşterea raportului coroanâ—rădăcinâ clinică odată cu înaintarea m vârstâ se datorează în mai micâ măsurâ îmbătrîmni şi mai rnult efectului cumulat al agresiunilor de diverse tipuri.

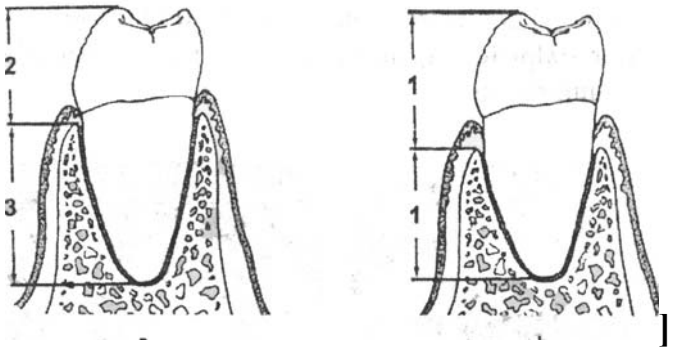
Conform conceptului empției continue (Gotlieb si Orban) m cursul vieții individului, dintele suferă un proces de **erupție pasivă** însoțită de retracție gingivală consideratâ m cadml acestui concept **retracție Hziologică.** Conceptul însâ nu mai este unanim acceptat în prezent. **Expunerea radiculară excesivă este denumită retracție patologicâ şi apare m cadrul afecțiunilor parodontale minore sau majore.** Această expunere radiculară determină modificarea raportului coroană-rădăcină clinică.



ligamentar egal, deplasarea coroanei unui dinte având suport osos redus este superioară celei a unui dinte care nu a suferit pierdere osoasă.(schemă dupâNyman şi Lindhe 1976)

Retracția gingivală şi resorbția osului alveolar care se produc m cursul afecțiunilor parodontale (gingivite repetate şi parodontite) vor avea drept consecință, alături de schimbarea valorilor raportului mai sus amintit şi reducerea gradului de implantare al dinților. Dintele, cu un anumit grad de implantare, realizează uşoare mişcări de rotație m juml unui punct numit **centrii de rotație** (hipomochlion), mişcări limitate de zona situată între dinte şi creasta osului alveolar. (fig. 9.13).

Pe măsură ce osul alveolar suferă un proces de resorbție, rebordul alveolar (marginea alveolară) se deplaseaza spre apical, astfel încât brațul porțiunii extracoronare a dintelui se măreşte, consecutiv amplificându-se acțiunea forțelor nocive asupra dintelui. Raportul optim coroană-rădăcină pentm un dinte care va fi folosit ca stâlp într-o protezare fixâ este 2/3. Un raport de 1/1 reprezmtă valoarea minimă acceptată pentru un viitor dinte stâlp în conditii normale(fig. 9.14.).



a **b**

Fig. 9.14 Raportul optim coroana -rădacinâ pentru un viitor dinte stâlp este 2/3(a). Raportul de 1/1 (b) este mai poţin acceptabil

Totuşi există trei situaţii m care raportul coroană-rădăcină mai mare de 1/1 poate ti considerat adecvat. Dacâ antagoniştii viitoarei proteze fixe sunt reprezentaţi de dinţi artificiali, forţele ocluzale care se dezvoltă în acest caz sunt mult diminuate, reducându-se astfel solicitarea dinţilor stâlpi. **S-a demonstrat că forţele ocluzale dezvoltate în cazul antagomştilor artificiali sunt mult mai reduse decât cele dezvoltate în cazul dinţilor naturali: 11,8 kgfîn** cazul protezelor parţiale mobilizabile, 24,7kgfîn cazul protezelor fixe parţiale, faţă de **68,lkgfîn** cazul dinţilor naturali.

Din aceleaşi motive, un dinte stâlp care prezintă un raport coroană-rădăcină nefavorabil susţine mai uşor o proteză fixâ dacă arcada antgonistă este reprezentată de dinţi mobili afectaţi parodontal sau de o proteză totală, decât atunci când arcada antagonistă este reprezentată de dinţi cu parodonţiu integru şi sănâtos. .

Cu cât raportul coroanâ-rădăcinâ este mai favorabil, cu atât dintele poate să siiporte mai uşor forţele masticatorii şi prognosticul va fi mai bun.

Doar raportul coroană-rădăcină singur nu poate fi considerat un criteriu de evaluare al dinţilor stâlpi decât atunci când este coroborat cu alte aspecte.

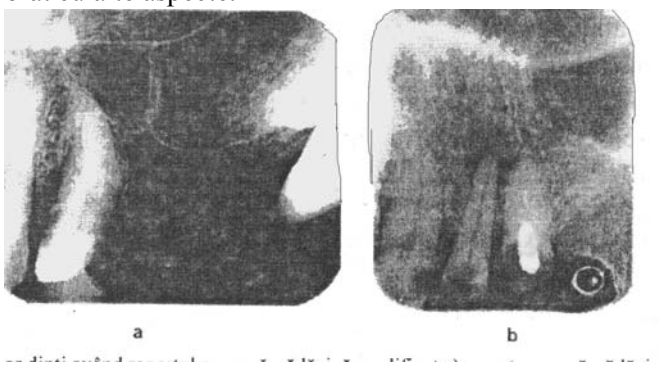


Fig. 9.15 Imagini radiografice ale unor dinţi având raportul coroanâ-rădâcinâ modificat a) raport coroanâ-rădâcinâ modificat prin pungi osoase la un viitor dinte stâlp (premolar superior) b) 2.2. cu parodontită apicală a cărei rezolvare prin rezecţie apicalâ îi va modittca raportul coroana-rădăcină

Mobilitatea rezultată în urma pierderii osoase şi alterării raportului coroanâ-radăcină în sensul creşterii lui, nu evoluează m cazul efectuării terapiei afecţiunii parodontale. Mai mult, actualele tehnici de chimrgie parodontalâ permit recuperarea unor dinţi stâlpi cu insuficienţă parodontală marcată, dinţi cu importanţă strategică în protezarea fixă. **RTG** cu implante de adiţie şi membrane, poate creşte m mod evident suportul parodontal m jurul dinţilor stâlpi cu defecte osoase considerabile. **Rezultatele obţinute cu această metodă pot n menţinute în timp la**

pacienții nefumători care mențin o bună igienă orală. Experimente clinice foarte bine controlate au demonstrat beneficiile oferite atât de membranele resorbabile cât si de cele neresorbabile utilizate m terapia regenerativâ. Aplicarea tehnicilor de **RTG** permit pe lângă câştigarea de SUport OSOS în JVrul dmtilor stâlpi folosiți în protezarea fixă şi îmbunătățifââ prognosticului pe termen lung al viitoarei restaurâri.

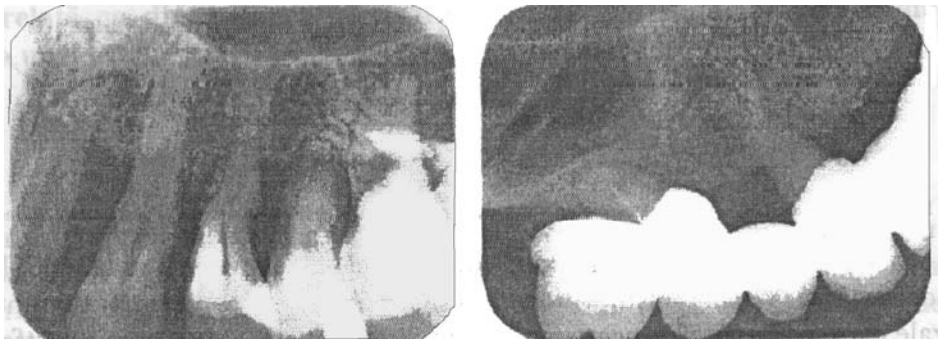


Fig.9.16. Dinți susccptibili dc a fi dcscmnați stâlpi afcctati dc boalâ parodontalâ a) modificarea raportului coroană-rădăcinâ în favoarea coroanei b) raport coroană—rădăcină n'iodificat după 10 ani de protezare fixâ

în acelaşi context trebuie considerați şi **dinții cu afecțiuni ale parodonțiului apical. în** situațiile favorabile când patologia periapicală este soluționată pe căi conservatoare, raportul coroanâ-râdacinâ clinică nu are de suferit, însă când se folosesc procedee chirurgicale precum rezecția apicală, raportul creşte fiind afectat gradul de implantare şi suprafața radiculară restantâ. Problema se pune tocmai invers m cazul transfixațiilor(fig.9.20).

Când se execută intervenții chirurgicale de tipul gingivectomiei sau gingivoosteoplastiei m vederea alungirii coroanei clinice trebuie avut m vedere modificarea raportului coroanâ-rădăcinâ clinică. Procedeele chirurgicale de alungire a coroanei clinice a dintelui sunt frecvcnt indicate atunci când există leziuni carioase ale dinților stâlpi extinse subgingival. Scopiil acestor intervenții este acela de a permite marginilor viitoarei restaurări protetice să nu afecteze ataşamentul gingival. Sănătatea parodontală este esențială pentm succesul pe termen lung al restaurârii. **Vîolarea spațiului biologic de către marginîle restaurării va permite apariția sau progresia bolii parodontale.** Prm intermediul intervențiilor chimrgicale de alungire a coroanei clinice, ataşamentul este deplasat apical înainte de aplicarea restaurării. Acelaşi rezultat poate fi obținut prin intermediul extmziei ortodontice, dar acest tratament este mai complicat şi necesită o perioadâ mai lungă de timp (cap. 7.2.5.1).

Cea mai evidentă modificare dentară care poate apare odată cu timpul sunt pierderile de substanță dură coronarâ prin atriție. Uzura ocluzală determină reducerea înălțimii şi înclinației cuspidiene având drept rezultat creşterea suprafeței tablei ocluzale masticatorii. Gradul uzurii este influențat de musculatură, de consistența alimentelor, de rezistența dinților, de factori profesionali şi prezența unor parafuncții precum bmxismul (grinding si clenching).

Reducerea țesutului osos care se produce odată cu vârsta nu se datorează întotdeauna solicitărilor ocluzale. Dacă suportul osos este redus, coroana clinică va fi mult mai lungâ si va avea un efect mai pronunțat m solicitarea osului restant din cursul masticației. Se poate aprecia deci, că uzura compensează cel puțin parțial reducerea suportului osos.

Prognosticul viitoarei protezări fîxe este dependent de raportul coroană-radacină clinică. In cazul dinților cu râdăcini mici şi ascuțite şi coroană relativ mare, prognosticul este nefavorabil. Datorită raportului disproporționat coroană-rădăcină, şi reducerii suprafeței de suport parodontal, parodonțiul acestor dînți va fî mai susceptibil la agresiimile datorate fortelor ocluzale.

9.1.3.1.4. STATUSUL ENDODONTAL

In general se preferă utilizarea dinților vitali ca stâlpi în cadrul restaurărilor dentare fixe. Pe de o parte, de foarte multe ori dinții care trebuie utilizați drept stâlpi sunt adeseori devitalizați, prezentând tratamente endodontice pentru o serie de afecțiuni dentare din antecedente. Pe de altâ parte o serie de restaurări protetice fîxe reclamă necesitatea devitalizării unor dinți stâlpi din motive de pararelism, migrări sau datorită particularitâților tehnologice ale viitoarelor elemente de agregare, această ultimă posibilitate fiind cunoscută sub numele de **„devitalizare" sau „pulpectomie în scop protetic".**

Viitorii dinți stâlpi pot prezenta tratamente endodontice corecte, dar adeseori ele sunt incomplete, incorecte, de multe ori cu o patologie periapicală asociată.

Dinții care au în antecedente coafaje pulpare trebuie devitalizați (în majoritatea cazurilor) înainte de a fi utilizați drept stâlpi, deoarece o intervenție ulterioară presiipime perforarea elementelor de agregare cu periclitarea retenției acestora.

Practiciamil va tr'îbui să fie atent la restaurarea coronarâ a viitorilor stâlpi, tuâi â.lcs când efectuează protecția pulpo—defttinară la dinții vitali. Nccrozele şi complicațiile gaugrciiclur care apar în timp şi trebuie rezolvate după fixarea restaurârilor, periclitează stabilitatea şi mai ales longevitatea protezelor fixe.

Decizia de a nu practica o terapie endodontică înaintea realizării restaurârii protetice se bazează pe următorii factori :(1) pacientul este asimptomatic, (2) nu există radiotransparențe periapicale şi (3) nu s-a produs expunerea pulpară după prepararea cavității carioase**. Fiecare din aceşti factori poate duce la concluzii false şi decizii clinice greşite care pot fî regretate mai târziu.**

Simptomatologîa. Este deosebit de importantă m analiza completă a informațiilor obiective şi subicctive m vederea diagnosticului corect al statusului pulpar. Dacă diagnosticul este de necrozâ sau de pulpitâ ireversibilâ a fost pus se indicâ m mod evident tratamentul endodontic. Dacă diagnosticul este neclar (între o inflamație pulpara reversibilă şi una ireversibilă) un practician experimentat poate decide realizarea tratamentului endodontic. Dacă sunt prezente simptome precum sensibilitatea termică moderată ori severă, sau o anumită sensibilitate în timpul masticației tratamentul endodontic trebuie efectuat.

Necroza pulpară prezintâ multe forme clinice şi poate reprezenta o adevărată provocare m stabilirea diagnosticului. Necroza pulpară poate provoca durere acută intensă, astfel că pacienții apelează deseori la serviciile de urgență. Alteori însă nu există nici un fel de simptome şi mulți practicieni observâ mult mai târziu prezența radiotransparențelor periapicale m jurul unor dinți asimptomatici. în aceste situații pacienții sunt greu de convins de situația lor clinică. **Aşadar, absența simptomatologiei nu reprezintă argumentul care să susțină decizia de a nu practica tratamentul endodontic înamtea aplicării unei restaurări protetice fixe.**

Radiotransparența periapicală. Absența radiotransparenței periapicale nu indică absența inflamației periapicale datoratâ unei afectări pulpare. Prezența radiotransparenței sugerează necroza pulpară cu extinderea ei m țesuturile periapicale (cele mai multe diagnostice diferențiale necesită o evaluare corectă).

Pe radiografîi pierderea osoasâ nu este evidentă înainte ca distrucția osoasă sâ atingă nivelul joncțiunii osului spongios cu corticala. Relația anatomică a apexului radicular cu

corticala osoasâ vestibularâ sau linguală dictează nivelul distmcţiei osoase care trebuie să se producă înainte ca aceasta să fie vizibilă radiografic. în cazul incisivilor laterali maxilari, frontalilor mandibulari şl a unor râdăcmi ale premolarilor $1 molarilor, distmcţia osoasâ periapicalâ poate fi considerabilă chiar §i fără prezenţa radiotransparenţei penapicale. Prezcnţa zonei radiotransparente periapicale asociată cu diagnosticul clinic de necrozâ pulpară indică necesitatea terapiei endodontice.

Expunerea pulparâ. Odontologia este dm păcate dommatâ încâ de **concepţia greşită conform căreia singura dimensiune importantă în evaluarea unei leziuni carioase este profunzimea acesteia.** Acest aspect reflectă faptul că etiopatogenia bolilor pulpei nu este pe deplin înţeleasă. De asemenea majoritatea stomatologilor nu recunosc efectul cumulativ al agresiunilor care se exercitâ asupra pulpei. Faptul că mi existâ o expunere pulparâ nu estc semnificativ. După debutul unei leziuni carioase pulpa nu mai revine niciodatâ la starea ei iniţială. în continuare apar alte agresiuni datorate preparăni cavităţii şi inserării materialului de obturaţie care înlocuieşte structurile dentare pierdute. Fiecare succesiune de atacuri carioase, preparare de cavităţi şi aplicare de obturaţii va avea efecte cumulative negative asupra pulpei. Consecutiv, **pulpa dentară care a suferit deja aceste agreshmi nu va mai fi capabilă să suporte o nouă leziune datoratâ preparârii dintelui.** Din păcate, simptomatologia pulpară şi semnele de lezare pulpară gravâ datoratâ efectelor cumulate ale agresiunilor devin cvidentc abia dupâ o perioadâ când dintele a fost deja folosit ca stâlp într-o proteză fixâ. Se recomandă aşadar practicarea tratamentului endodontic al dinţilor cu distrucţie coronară moderatâ sau severă înamtea aplicării unei proteze fixe.

9.1.3.1.5. STATUSUL PARODONTAL

Astăzi este de neconceput aplicarea unei restaurări protetice fixe pe dinţi stâlpi cu parodonţiu afectat, o astfel de atitudine ar sugera **neglijenţă profesională.** Evaluarea statusului parodontal al viitorilor dinţi stâlpi constituie una dintre etapele indispensabile ale planului de tratament. în urma acestei evaluări se va decide dacă este necesar sau nu, un tratament parodontal preprotetic.

Afectarea parodonţiului dinţilor stâlpi poate fi **limitată la nivel gingival,** afecţiuni cunoscute sub denumirea de **gingivite,** sau pot fi afectate şi **alte componente ale parodonţiului (ligament parodontal, os alveolar si cement), parodontite.** Fiecare dintre aceste douâ mari categorii de leziuni pot imbrăca diverse forme. **Gingivita şi parodontita adultului** sunt formele cele mai frecvent întâlnite m terapia prin proteze fixe. Ele trebuiesc eliminate înaintea începerii procedeelor de restaurare deoarece :

l.mobilitatea dentară şi durerea interferează cu masticaţia şi alte funcţii ale dinţilor restauraţi;

2.inflamaţia parodonţiului reduce capacitatea dinţilor stâlpi de a răspunde în mod corespunzător necesităţilor funcţionale pe care trebuie să le îndeplinească. Restaurările concepute astfel încât să asigure o stimulare beneficâ a parodonţiului sânâtos, devin nocive când se suprapun unei boli parodontale preexistente; consecinţa va fi scurtarea vieţii dinţilor şi a restaurării;

S.poziţia dinţilor este frecvent modificatâ m parodontopatii. Rezolvarea favorabilâ a inflamaţiei, urmată de regenerarea fibrelor ligamentului parodontal determină revenirea dinţilor la poziţia inţială. Restaurările proiectate pentru dinţi cu parodonţiul afectat înainte de efectuarea terapiei parodontale pot induce tensiuni şi presiuni nocive asupra parodonţiului tratat;

4.protezele fîxe confecţionate pe modele obţinute prin amprentări ale gingiei afectate nu se vor adapta când parodonţiul se va însănătoşi, respectiv m urma tratamentului. Retracţia parodontalâ care însoţeşte vindecarea va detemiina apariţia de spaţii necorepunzătoare la nivelul interrnediarilor. Acumularea consecutivă de placâ la acest nivel va redetermina apariţia inflamaţici mucoasei crestei alvcolare rcziduale şi a gmgiei dinţilor stâlpi, creându—se aslfel un cerc vicios ;

5.pentru o localizare corespunzătoare a. marginilor viitoarei restaurâri protetice, poziţia şanţului gingival sănătos trebuie stabilită înaintea preparării dintelui. Marginile restaurărilor situate subgingival m prezenţa unei gingii inflamate vor fi expuse când se produce retracţia gingivală consecutivâ tratamentului parodontal.

Scopul unui diagnostic şi al unui tratament parodontal corespunzător mi este doar acela de a elimina pungile parodontale şi de a însănătoşi gingia, ci şi de a crea medml muco-gingival si topografia osoasâ necesară restaurârilor prin proteze fixe.

La pacienţii cu parodontite m fază avansată, secvenţele tratamentului pot fi modificate astfel:

1. Dinţii care nu mai au nici o posibilitate de a fî recuperaţi vor fi extraşi, urmând restaurarea prin proteze provizorii. Protezele fixe provizorii vor fi realizate cu margini cervicale provizorii.

2. Se realizează tratamentul parodontal.

3. La aproximativ două luni după tratamentul parodontal, când ţesutul gingival este refacut şi localizarea şanţului gingival este stabilizată, **se reface prepararea pentru repoziţionarea marginilor restaurârii în raport adecvat cu şanţul gingival** şi se efectuează restaurarea finală.

Diagnosticul corect este esenţial pentru un tratament corespunzător.

Examenul clinic reprezintă una din cele mai importante etape ale evaluării statusului parodontal.

In prima fază este necesară evaluarea gradului de igienă orală. Prognosticul pe termen lung al restaurării este direct legat de calitatea controlului plăcii.Realizarea restaurării este absolut contraindicată dacâ rezultatul controlului plăcii este necorespunzător. Pentru detectarea plăcii se poate folosi o soluţie revelatoare: soluţie albastru de metil 2%, solutie iodoiodurată (Lugol), solutie de fluoresceina DC galben nr.8 evidenţiabilâ cu lampa Pack-Lite, produse tipizate de tipul Ceplac, Revelan, Mentadent, Red-Cote ş.a.

Evaluarea stării de sănătate parodontală se realizeazâ m cursul examenului clinic iniţial şi examenului radiografic.

- la nivel gingival se evaluează: culoarea gingiei, textura suprafeţei, tendinţa la hemoragie, conturul gingival;

- înălţimea gingiei keratinizate şi al gingiei aderente;

- examenul şanţului gingival şi al pungilor parodontale se realizeazâ cel mai clar prin explorarea cu o sondă parodontalâ dupâ detartraj si eliminarea tuturor factorilor de retenţie ai plăcii (fig. 9.17 si fig. 9.18); pungile nu se determină numai prin examinare radiografică. Aprecierea profunzimii şanţului gingival este indispensabilă pentru determinarea situării ulterioare a marginii protezei fixe (supragingival, în dreptul gingiei sau subgingival). In cazul unei intervenţii chirurgicale de tipul alungirii coroanei clinice a dintelui, şanţul gingival va fi redus la aproximativ 1 mm, situaţie care nu va permite plasarea subgingivală a marginilor viitoarei proteze fîxe. **Pungile parodontale** pot fi false sau **adevărate.** Pungile gingivale false apar prin creşterea volumului gingival m sens coronar fară distmgerea ţesuturilor parodontale de susţinere (gingivite). Pungile parodontale adevărate se produc odată cu distmcţia ţesuturilor parodontale de susţinere(parodontite marginale).

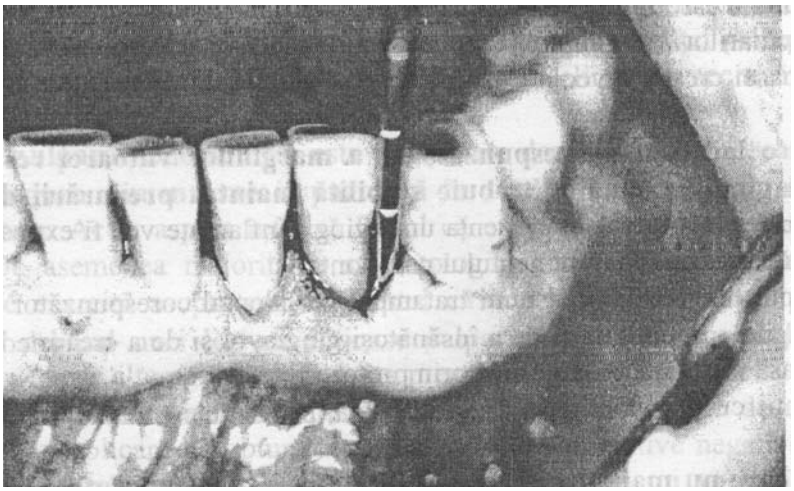
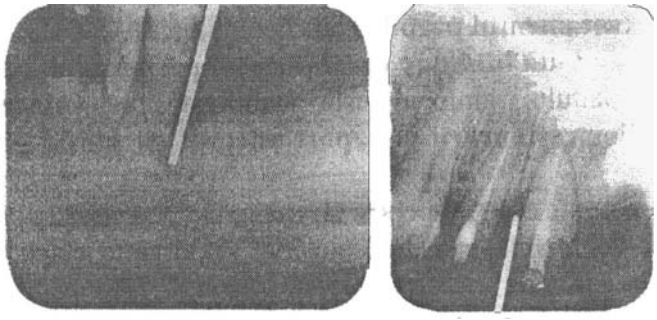


Fig. 9,17 Sondajul parodontal permite explnrarea şanțului gingival - în situația aceasta este de profunzime redusa



a **b**

Fig. 9.18. Conuri de argint folosite in determinarea profunzimii pungilor parodontale a-conul a atins fundul pungii. b-conul 111.1 a pătruns la limita pungii.

Pungile parodontale adevărate se clasificâ m **pungi supraalveolarc,** în care fundul pungii este dispus coronar față de osul alveolar subiacent şi **pungi infraalveolare** la care fundul pungii este dispus apical de nivelul osului subiacent. în cazul acestm tip de pungă peretele lateral se găsește între suprafața dintelui şi osul alveolar. Pungile infraalveolare pot fi înguste sau largi. Apar de obicei la nivelul suprafețelor proximale ale dinților sau la nivelul suprafeței palatinale a incisivilor maxilari. Localizâri mai puțin frecvente sunt suprafețele palatinale ale premolarilor şi molarilor maxilari şi suprafețele vestibulare ale molarilor maxilari şi mandibulari, când osul alveolar este gros la acest nivel. Apariția acestor defecte osoase se explică prin particularitâțile morfologiei osoase.

Prezența pungilor parodontale adevărate necesită instituirea tratamentului preprotetic parodontal până în momentul obținerii unor structuri parodontale sănătoase. Trebuie avută m vedere şi situația m care distal de ultimul dinte stâlp există un molar care poate migra. Acesta on trebuie fie inclus m restaurarea fixă, ori trebuie extras, deoarece în timp va migra, generând apariția unei pungi parodontale(fig. 9.19).

în tabelul 9.4. redăm diferențele dintre cele două tipuri de pungi după Carranza(5). **Evaluarea mobilității dinților stâlpi şi mai ales a tipului mobilității reprezintă un moment important al planului de tratament.**

Tabelul 9.4

Criteriul	Pungi supraalveolare	Pungi infraalveolare
Raportul dintre baza pungii şi osul alveolar	Baza pungii situată coronar de nivelul osului alveolar	Baza pungii situată apical față de nivelul osului alveolar adiacent
Relația dintre peretele de țesut moale şi osul alveolar	Creasta alveolară $i ligamentul parodontal migrează treptat spre apical, dar îşi menţin morfologla	Morfologia crestei alveolare se modifică complet cu repercusiuni asupra funcţonalităţii zonei
Tiparul alveolizeî	Orizontal	Vertical
Direcția fibrelor ligamentare transseptale	Orizontală în spațiul pungii dintre baza acesteia şi osul alveolar	Oblica în spațiul ds sub baza pungii de-a lungul osului peste Ct'Sâstă, către dintele adiacent
Direcția fibrelor ligamentare vestibulare şi orale	Oblică între dinte şi os	UriTiează tiparul angular al osului adiacent

Mobilitatea dentară este un indicator al statusului parodontal şi este definită de cele mei multe ori ca. o augmentare a amplitudinii de deplasare a coroanei dentare sub efectul unei forțe care se aplică asupra ei.

Toți dinții au un uşor grad de **mobilitate fiziologică** care variază de la un dinte la altul, precum şi în funcție de diferite momente diume. Valorile mobilității fiziologice sunt cuprinse între **0,15mm la monoradiculari şi 0,10 mm la pluriradiculari.**

Mobilitatea fiziologică este **transversală** şi **verticală sau axială.**

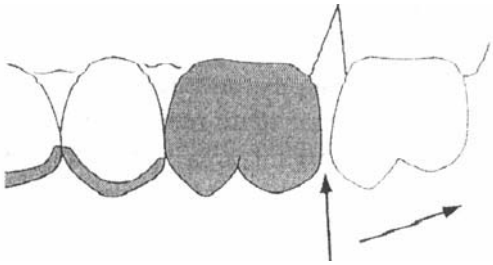


Fig. 9.19 Un molar situat distal de dintele stâlp va migra generând pungă parodontală (după Brcustedl)

a) **mobilitatea transversală** - dacă se aplică pe suprafața dintclui o forță orizontală ea îi imprimă acestuia o uşoară înclinare spre lingual, având centru de rotație **hipomochlionul.** Deplasarea dintelui este mai mare deasupra şi dedesubtul punctului de rotație, unde lățimea spațiului alveolo-dentar este mai mică. Rezultă că la forțele orizontale sunt solicitate numai o parte din fibrele ligamentare, ceea ce explică patogenitatea forțelor orizontale, la care parodonţml nu este bine adaptat funcțional.

b) **mobilitatea verticală sau axială** - este mai puțin vizibilă la examenul clinic decât cea transversală. In inocluzia de repaus, dinții sunt uşor egresați datorită presiunii sangvine desmodontale, fibrele ligamentare fiind uşor ondulate. în ocluzie, dinții sunt uşor deplasați în direcție apicală iar fibrele ligamentare devin rectilinii.

Mobilitatea uşor crescută din cursul dimineții se datorează uşoarei extmzii a dinților datorită contactelor ocluzale limitate din cursul somnului. Pe parcursul zilei mobilitatea este redusâ datorită masticației şi forțelor din cursul deglutiției care duc la intmzia dinților m alveolele proprii. Aceste variații pe parcursul unei zile sunt mai puțin marcate la pacienții cu parodonțiu sânătos decât la cei afectați de bmxism. Aşadar atenție, **contează şi momentul când se determină mobilitatea.**

Mobilitatea este influențată de factori generali şi locali. Pe plan general, un rol important revine particularitâților genetice, constituționale şi metabolice, constând din rezistența sau receptivitatea la solicitările cu potențial patogen, precum şi din calitatea osului şi colagenului parodontal; pe plan local, un rol important revine particularităților stimulilor funcționali, prezenței factorilor de iritație şi m primul rând, a plăcii bacteriene care determina inflamația locală. Deoarece primul gest al practicianului, atunci când ia decizia asupra unui potențial stâlp,

este verificarea mobilității lui, o examinare atentă trebuie să identifice tipul de mobilitate pe care îl prezintă. în general se admit mai multe categorii de mobilități dentare:

- mobilitate dentarâ tranzitorie;
- mobilitate dentară reversibilă;
- mobilitate dentară ireversibilâ.

Mobilitatea dentară tranzitorie

Adeseori mobilitatea dentarâ se poate augmenta tranzitoriu, având cauze din arealul fiziologicului. Periodonțiul bogat vascularizat îşi măreşte adeseori volumul, antrenând o mobilizare mai accentuatâ a dinților m alveolele lor. Această augmentare poate avea loc după o dezocluzie prelungită (cea din timpul somnului) sau datontă hormomlor sexuali vasoactivi în **cursul ciclurilor menstruale sau a sarcinii.**

Anumite stări de mobilitate tranzitorie sunt grupate m aşa zisele mobilități iatrogene:

" dinți vecini cu o extracție laborioasâ;

" dinți supuşi unor intervenții de chimmgie parodontală şi periapcală;

" stâlpi m cursul elaborării unor restaurări protetice de amploare, gen proteze parțiale fixe **totale;**

- dinți supuşi unor terapii ortodontice., în general toate mobilitâțile dentare de tip odontogen sunt reversibile farâ nici un fel de tratament. Reorganizarea naturalâ a parodonțiului superficial sau profund, cicalrizarca unor țesuturi face sâ dispară şi mobilitatea. Orice forță care acționează asupra unei coroane dentare mobilizează întregul dinte în alveolâ. Această mişcare se numeşte mobilitate dentarâ fiziologică. Ea trebuie net diferențlatâ de mobilitatea patologicâ la baza cărcia stau 0 serie de factori patologici.

Dacă mobilitatea fiziologică este abia perceptibilă de către examinator prin mijloace curente, evidențiindu-se doar prin mobilometrie instrumentalâ de precizie, mobilitatea patologică poate fi uşor detectată de către clinician.

Din punct de vedere clinic se disting trei grade de mobilitate:

- gradul 1 — mobilitate uşor mai mare decât cea flziologică m sens V—0, excursia extremității incizale sau ocluzale nu depăşeşte Imm;

- gradul 11 - mobilitate mult mai mare decăt cea fiziologică, m sens V-0 şi M-D» depâşind 1 mm;

- gradul III - mobilitate foarte accentuată m sens V-0, M-D, şi vertical(axial)

Mobilitatea patologică a dinților afectați parodontal **trebuie diferențiată de mobilitatea crescutâ** care însoțeşte **unele stări fiziologice** sau **patologice** ale organismului sau din sfera dento-maxilarâ. Menționăm câteva astfel de situații:

- mobilitatea fiziologicâ crescută din timpul sarcinii, datorita relaxineiluteinice;
- mobilitatea fiziologică crescută din cursul empției dentare datorită formării incomplete arădăcinii
- mobilitatea dentarâ din cursul afecțiunilor parodonțiului periapical, datorită inflamației acute a țesuturilor perapicale;
- mobilitatea crescutâ a dinților stâlpi de punte sau ancorați de croşete cu epuizare parodontală datorită suprasolicitărilor funcționale;

Mobilitatea patologicâ poate fi determinată de:

- insuficiența parodontalâ (reducerea suportului parodontal ligamentar şi osos)
- procese de distrucție desmo-osoasă prin extinderea inflamațiilor gingivale la suportul osos şi ligamentar;
- modificări fizico-chimice locale datorită utilizârii contraceptivelor orale, sau;a altor terapii cu hormoni;

- procese patologice la nivelul osului alveolar (osteomielite, tumori, traumatisme etc.)
- ocluzie traumatică care generează procese de liză desmo-osoasă;
-bmxismul;
- boli metabolice între care diabetul ocupă un rol principal.

In cadrul mobilităţh dentare patologice se disting iforme de mobilitate **reversibilă** şi **ireversibilâ.**

Mobilitatea dentară reversibilâ

Aceste tipuri de mobilitate, de etiologii diverse, pot fi tratate şi sunt reversibiie după eliminarea cauzei care le—a determinat-

a) Mobilitatea dentara de cauză protetică

Un plan protetic sau o tehnologie proteticâ greşitâ poate determina apariţia mobilităţii dentare. Efectul unui croşet sau al unui mijloc special de stabilizare şi menţinere într-o protezare mobilizabilă, sau o extensie repartizatâ incorect pot provoca apariţia mobilităţii dentare. Acest tip de mobilitate (provocatâ pnn efectul de „du-te-vino" exercitat pe anumiţi dinţi) duce la o **augmentare â spaţiului periodontal** care revine la. normal dupa, corectarea sau îndepărtarea protezei.

b) Mobilitate dentară de origme inflamatorie

Toate inflamaţiile parodontale superficiale şi/sau profunde când se propagă m periodondu pot determina mobilitate dentarâ. Acumulârile de placâ dentară chiar şi farâ resorbţii la nivelul suportului alveolar pot genera mobilitate dentară.

Inflamaţiile pulpare septice sau aseptice se pot propagâ.în spaţiul periodontal ducând la creşterea mobilitâţn dmtelm m cauzâ.

Dinţii a căror rădăcină proemină în sinusul maxilar (sinus, procident) sau au raporturi foarte apropiate cu acesta, se pot mobiliza în cazul unor sinusite (chiar fârâ efracţia planşeului sinusal). După dispariţia sinusitei dispărând şi mobilitatea dentară.

c) Mobilitatea de origine ocluzală

Migrânle dentare, cu precădere cele orizontale (mai ales cele de tipul basculărilor) antrenează modiflcarea axului de implantare. Aceşti dinţi, primesc forţele în noul ax modificat, ceea ce antrenează o augmentare a mobilităţii acestor dinţi.

Dinţii care realizează **contacte premature, interferenţe** sau **dinţii bruxomanilor** prezintă diferite grade de mobilitate. în general toţi dinţii supuşi unui **„traumatism ocluzal"** prezintâ **lărgiri ale spaţiului periodontal** şi demineralizâri tranzitorii ale osului alveolar. Rezolvarea problernelor ocluzale este urmată de procese de remineralizare şi de revenirea la normal a dimensiuniilor spaţiului peridontal.

Mobilitatea dentară ireversibilă

Sindromul de insuficienţă parodontală, cu pierderea suportului osos şi creşterea braţului de forţă corespunzator cu augmentarea coroanei clinice, este singurul incriminat m patogenia mobilităţii dentare ireversibile.

Prin mijloace terapeutice adecvate diferitele forme de mobilitate dentară patologică pot fi ameliorate şi stabilizate.

Tehnicile de **RTG** şi transfixaţiile au deschis noi orizonturi m terapia mobilităţii dentare patologice, punând adeseori sub semnul întrcbârii noţiunea de mobilitate dentară ireversibilă. (fig.9.20) . .

Prognosticul unui dinte stâlp depinde m mod esenţial de rezistenţa sa parodontală. Gradul de rezistenţă este pus în

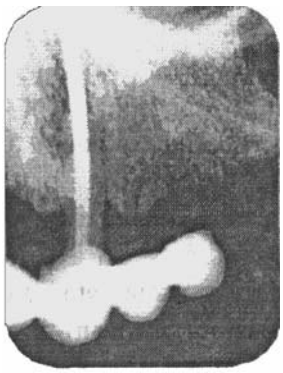


Fig. 9.20. Canin 13. stâip dc punte iransfixiat care suportă doua extensii distale (aspect la 10 ani de la transfixare)

evidență în momentul testării mobilității fiziologice sau patologice.

Tabelul9.5.

Clasificarea comparativă a mobilității dentare după Korber:

Arpa 1960	Statusul parodontal
Gradul 0 clinic stabil, mobilitate fiziologică	Gradul 1 mobilitate sesizabilâ , palpabilă
Gradul 1 vibrație, creşterea mobilității	Gradul II mobilitate vizibila, evidenta
Gradul 2 mobilitate vizibilă	Gradul 111 mobilitate la presiunea buzelor, a linibii şi lapresiune axialâ
Gradul 3 mobilitate la presiunea limbii	
Gradul 4 mobilitate extremâ, dinte irecuperabil	

Mobilitatea se detennina în trecut prin metoda clinico-manuală dar m momentul de față există aparate performante pentru determinarea acesteia. Aparatul **Periotest Siemens** (fig 9.21) ne poate informa direct asupra caraeterului amortizant al parodonțmku dinților stâlpi. Cu ajutorul lui se pot măsură cantitativ sarcinile ocluzale, intervalul de valori flind cuprins între —08 şi + 50,

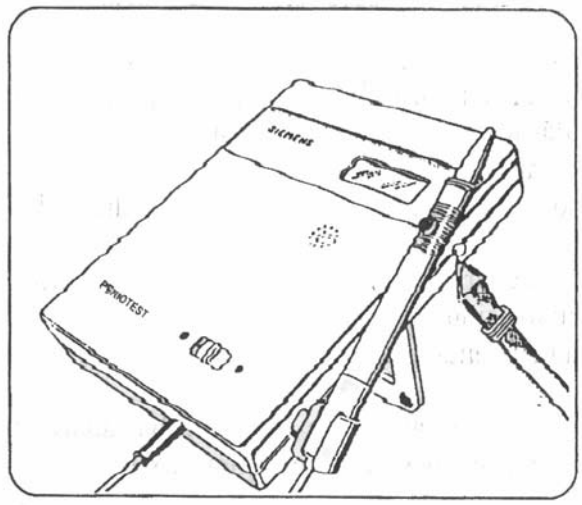


Fig9.21 Schema aparatului Periotest

- CU următoarea clasificare:
  - **mobilitate 0 →-08 ↔+09;**
  - **mobilitate 1 →+10↔+19;**
  - **mobilitatell →+20 ↔ +29;**
  - **mobilitate III →+30 ↔ +50**

Aparatul Periotest prezintă o tijă metalică cu o greutate de 8g care se deplasează cu o vitezâ dată parcurgând dintele de 16 ori (de 4 ori pe secundă). **Durata impactului tijei cu dintele se măsoară m milisecunde şi reprezintă adevăratul parametru înregistrat.**

In practicâ unitatea de măsură nu este milisecunda, ci o valoare situatâ pe o scarâ cu 58 unități (VPT) de la -08 la + 50, existând o corcspondență între gradele de mobilitate şi valorile scării după cum urmează: valoarea mobilității Periotest (VMP) de -6 corespunde unei deplasări de **0.038mm,** iar valoarea de +2 corespunde unei deplasări de **0,113 mm,** ca şi cum ar fi mâsuratâ cu un aparat de testări axiale. Niciuna dintre aceste mobilități nu sunt decelabile clinic.

Cu cât valorile înregistrate sunt mai mici, obiectul percutat are o capacitate de amortizare mai scăzută, deci este mai fix (țesutul care înconjoarâ dintele are o duntate mai crescută, deci o rezilienț mai mică). Cu cât valorile înregistrate sunt mai mari, capacitatea de amortizare a şocului de către obiectul percutat este mai mare, indicând că țesuturile care-1 înconjoarâ sunt afectate (în cazul dinților).

Dispozitivul este frânat m contact cu dintele. Viteza de frânare creşte proporțional cu rezistența, cât şi cu amortizarea dată de parodonțiu. Pentru un impact, timpul de contact între dispozitiv şi dinte este de ordinul milisecundelor. în acest timp scurt nici sângele şi nici lichidul interstițial nu pot fi împinge din parodonțiu.

Timpul impactului tijei cu dintele este modificat cu câteva fracțiuni de secundă de anumite structuri moditicate ale parodonțiului. Microordinatorul aparatului măsoară aceste variatii şi calculeaza valoarea medie a timpului de impact pentru aproximativ 16 percuții pe dinte (fig. 9.22.) Valoarea Periotest este o unitate reproductibilâ ce caracterizează starea de sănătate a parodonțiului.

Ea este corelată cu mobilitatea dentară, dar nu constituie rezultatul unei măsurâtori a mobilitâții. Pentru a uşura manevra practică nu se utilizează timpul de contact măsurat în milisecunde, ci o scarâ numericâ cuprinsă între -8 şi +50 stabilită după un calcul matematic aşa cum s-a descris anterior.

Aparatul **Periotest** nu trebuie folosit m următoarele cazuri:

- m toate tipurile de procese periapicale acute;
- m traumatisme acute (fracturi radiculare, fracturi ale procesului alveolar);
- implante endoosoase în faza de vindecare m primele 2-3 luni de la inserare.

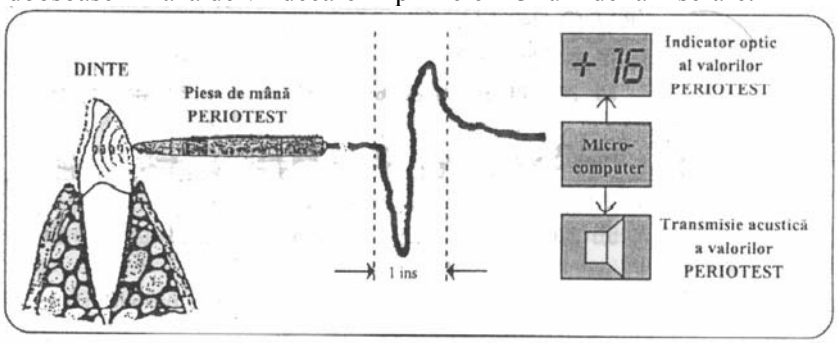


Fig. 9.22 Principiul de funcționare al aparatului Periotest

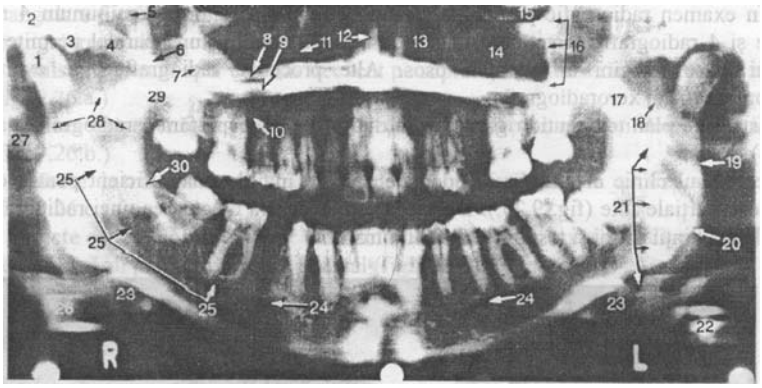


Fig. 9.23. Radiografie panoramica: structuri, formațiuni:

1. condilul mandibular, proces condilian mandibular
2. fosa glenoidâ
3. tuberculul articular
4. arcada zigomaticâ
5. fisura pterigomaxilară
6. peretele posterior al sinusului maxilar
7. procesul zigomatic al maxilarului
8. proiecția palatului dur de partea opusă
9. palatul dur
10. planşeul sinusului maxilar
11. perctcle anterior al sinusuliii maxilar (peretele lateral al fosei nazale)
12. septul na2al
13. fosănazalâ
14. sinus; maxilar
15. orbitâ
16. linia panoramică anonimă
17. procesul coronoidian
18. incizura sigmoida
19. marginea posterioară a ramului ascendent
20. unghiul goniac
21. marginca anterioara a dispozitivului de poziționare a pacientului
22. proiecfia indicativului literei " R "
23. corpul osului hioid
24. foramenul mental
25. canalul mandibular
26. proicctia indicativului litcrci " L "
27. lobulul urechii
28. palatul moale
29. tuberiozitateamaxilara
30. linia oblică **externâ.**

Efectul de percuție. Percuția dintelui ne poate da relații cu privire la starea parodonțiului. Dacă dintele este lovit uşor, cu un instmment metalic, în cazul unui parodonțiu sănătos sunetul este clar, deschis iar în cazul parodonțiului afectat sunetul este estompat, neclar. Evaluarea statusului parodontal se poate evidenția şi cu ajutorul unor diagrame computerizate (fig. 9.24.).

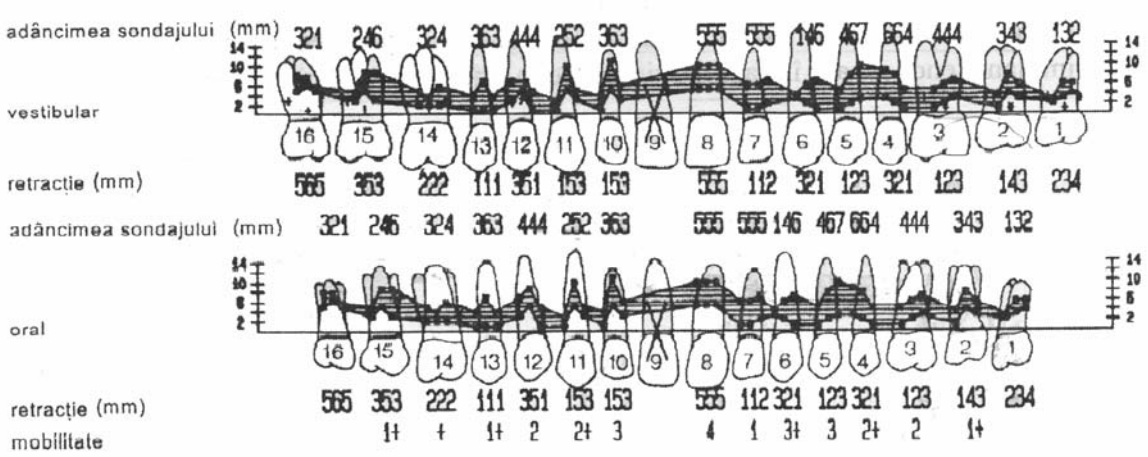


Fig. 9.24. Statusul parodontal la cxaminarea inițialâ a unui caz - diagramă computerizatâ care prezintâ parametri clinici diferiți

Examenul radiografic este un adjuvant prețios în evaluarea statusului parodontal.

Un examen radiografic parodontal complet trebuie să cuprindă minimum 4 radiografii intraorale şi 4 radiografii posterioare muşcate. Tehnica conului lung paralel permite obținerea celei mai clare imagini a nivelului osos. Alte procedee radiografice de evaluare sunt ortopantomografia şi xeroradiografia.

Astăzi un plan terapeutic riguros nu se mai poate concepe fară o radiografie panoramică (fig.9.24).

Examenul clinic al unei breşe edentate nu este întotdeauna suficient pentru elaborarea unei proteze parțiale fixe (fig. 9.25.). De aceea este necesarâ efectuarea unei radiografii care sâ redea pe lângă dinții stâlpi şi țcsuturilc durc limitrofe.

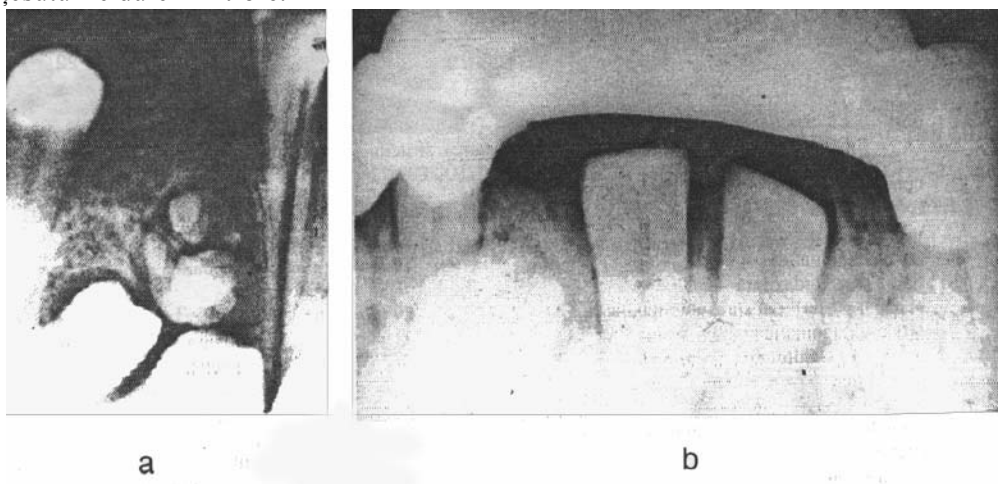


Fig. 9.25. Radiografie retroalveolarâ care evidențiazâ breşe edentate aparent: a — în grosimea osului mandibular se evidențiazâ prezența unui odontom compus, asociat cu incluzia a doi dinți (4.3 şi 4.4); b - protezâ parțialâ fixâ; sub intermediari, mai mulți dinți incluşi.(colecția D.Bratu).

Chiar dacă dintele stâlp nu reclamă din punct de vedere clinic o investigaţie radiologicâ, prm acest mijloc de investigaţie obţinem o serie de informaţii importante pentm tratament:
raportul dintre coroana şi rădăcina clinică, forma şi lungimea rădăcinii, precum şi modificările de la nivelul osului. Semnele radiologice m cazul dinţilor sănătoşi sunt următoarele :

1. contur bine delimitat al ţesuturilor dure dentare;
2. contmuitatea septului osos alveolar;
3. scpt osos mtcrradicular compact;
4. compacta osoasă alveolară continuâ;
5. spaţiu periodontal cu radiotransparenţă uniformă;
6. sîrucuirâ uniformă a spongioasei prin proiccţia spaţiilor medulare gi a trabeculelor osoase;
7. linie de proiecţie continuă m zona apicală a spaţiului periodontal şi a 'compactei osoase alveolare;
8. cameră pulpară cu radiotransparenţă uniformă.

Afectarea osoasâ cunoscutâ sub denumirea de **alveolizâ** sau **resorbţie osoasâ** se determmă pnn coroborarca cxamcnulm clmic cu ccl radiologic. Alvcoliza diagnosticată radiografic poate fî orizontală sau verticalâ.

A) **Alveoliza orizontală** este cel mai comun tipar de resorbţie osoasă, osul se reduce m înălţime, dar marginea osoasă rămâne perpendiculară pe suprafaţa rădăcinii; sunt afectate septurile interdentare şi corticalck osoasc vestibulare şi oralc.

B) **Alveoliza verticală** apare m direcţie oblică şi produce pierdere osoasă de-a lungul rădăcmii dmtelm, defectul fiind localizat apical faţă de osul înconjurător de cele mai multe ori defectele angulare fiind însoţitc dc pungi infraosoasc. Defectele angulare se clasifîcă m funcţie de numărul de pereţi osoşi:

- **hemisepturi** care apar cel mai frecvent pe suprafata distală a radăcinilor molarilor , (fig.9.26.a.)
- **cratere interdentare** - mărginite de două suprafete dentare şi două suprafete osoase (fig. 9.26.b.)
- **defecte intra-osoase** — mărginite de o suprafată dentară şi trei suprafete osoase (fig. 9.26.C.)
- **defecte osoase combinate** - când numărul pereţilor dm zona apicală este mai mare decât numărul pereţilor dinspre ocluzal (fig. 9.26.d.

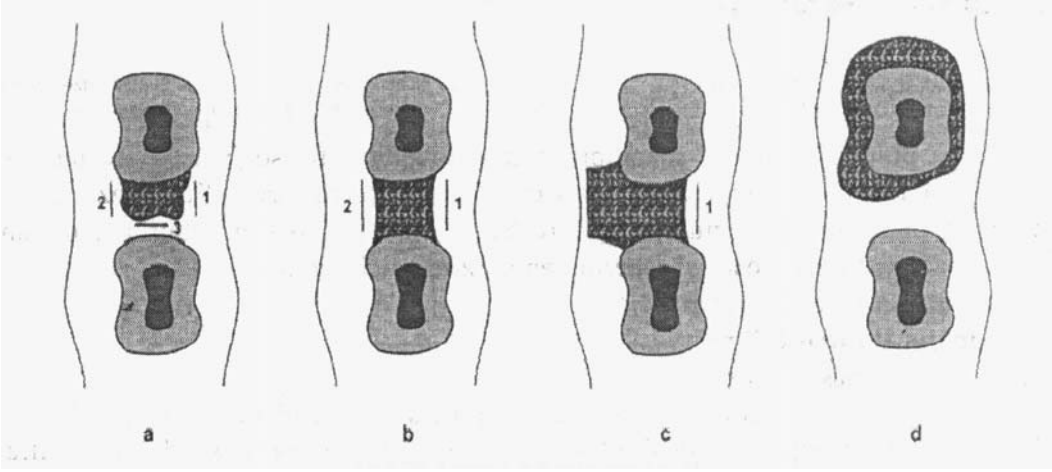


Fig.9.26. Aspectul defectelor angulare (5) Defectele verticale care apar interdentar pot fi observate radiografic.

C) Defectele cu arhitectură inversată se produc pnn pierderea de os interdentar fară ca osul radicular sâ sufere alveolizâ, iar arhitectura osului din aceastâ zonâ se inverseazâ. Sunt mai frecvente la maxilar.

D) Leziunile de furcație sau interradiculare (fig 9.27 şi 9.28). Se întâlnesc mai frecvent la nivelul primilor molari mandibulari şi mai rar la nivelul premolarilor superiori. Aceste lezuini se pot clasifica in plan orizontal şi în plan vertical.

în plan orizontal există patru grade de afectare a furcației. -

Gradul I-leziune incipientă - uşoară alveoliză în zona furcației, septul interradicular este aproape intact, defectul cuprinde mai puțin de 1/3 din spațiul interradicular m sens vestibulo-oral; sonda parodontală nu pătmnde interradicular; examenul radiografic este neconcludent(fîg 9.27.a).

Gradul II-leziime parțială- alveoliză mai avansată, leziunea depâşeşte 1/3 din spațiul interradicular în sens vestibulo-oral, sonda pătmnde interradicular, dar nu ajunge pe fața opusă iar la examenul radiografic se obervă o radiotransparență mai accentuată spre porțiunea coronară a septului mterradicular(fig 9.27.b).

Gradul III-leziune completă m care osul mterradicular lipseşte, furcația fiind acoperită Vestibular şi oral de țesut gingival, fară însă a putea fi observată clinic. Sonda parodontală pătmnde dintr-o parte m cealaltă a spațiului interradicular iar la examenul radiografic se observă o radiotransparență crateriformă care creează o componentâ verticalâ împreună cu pierderea osoasâ orizontală(fig 9.27.c).

Gradul IV- osul interradicular este complet distms, deschiderea furcației fiind vizibilă climc(fig 9.27.d)

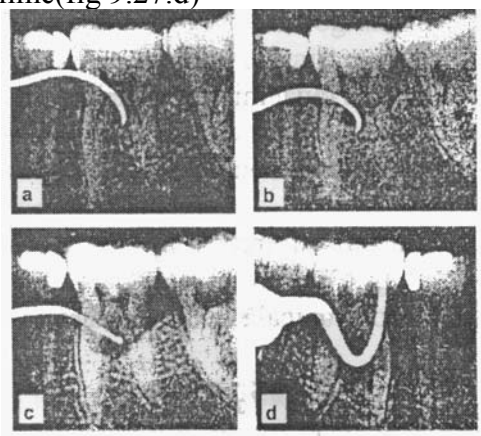


Fig. 9.27 Imagini ale leziunilor de furcație de gradul I-IV.(5)

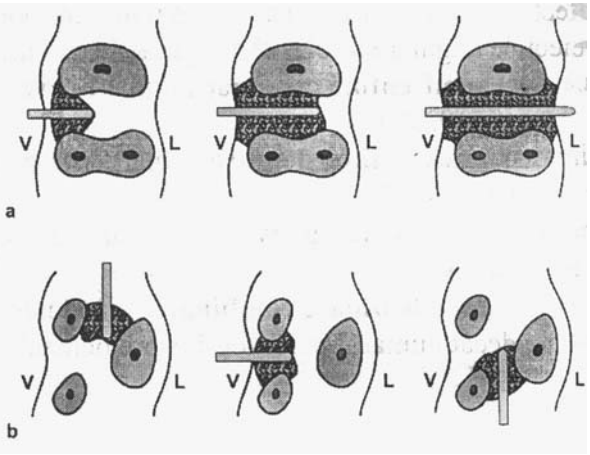


Fig. 9.28. Schema leziunilor de furcație în plan orizontal la molarii mandibulari (a) şi (b) molarii maxilari (5).

Infectarea pulpei la molarii mandibulari s-a dovedit a fi asociată cu afectarea inserției epiteliale m zona furcației şi reprezintă unul din factorii de risc ce influențează prognosticul acestor dinti. In plan vertical leziunile de furcație se clasifică m trei subgmpe, m funcție de distanța dintre baza defectului osos şi reperul dentar, zona de furcație:

- subgrupa A între 0-3 mm
- subgrupa B între 4-7 mm
- subgrupa C peste 7 mm

Meyer a realizat o clasificare m care se apreciază nivelul cel mai apical al pierderii osoase interradiculare în raport cu osul adiacent. Se descriu leziuni interradiculare infraosoase, juxta-osoase, supraosoase.

Imaginile radiografiw al? osului alveolar au fost elasifieate pentru a se putea realiza o selecţie riguroasă a viitorilor dinti stâlpi(fig. 9.29.). împărţirea s-a facut în funcţie de treimea rădăcinii unde este localizat osul alveolar; treimea <>?ervicala(l), mijlocie (2), şi treimea apiealâ(3) (fig. 9.29.). Corticala extemă a osului alveolar împarte fiecare dinte în coroană clinică Cci $i rădăcinâ clinică Rci. De asemenea, pe aceste imagini se poate aprecia evolutia stării parodonţiului.

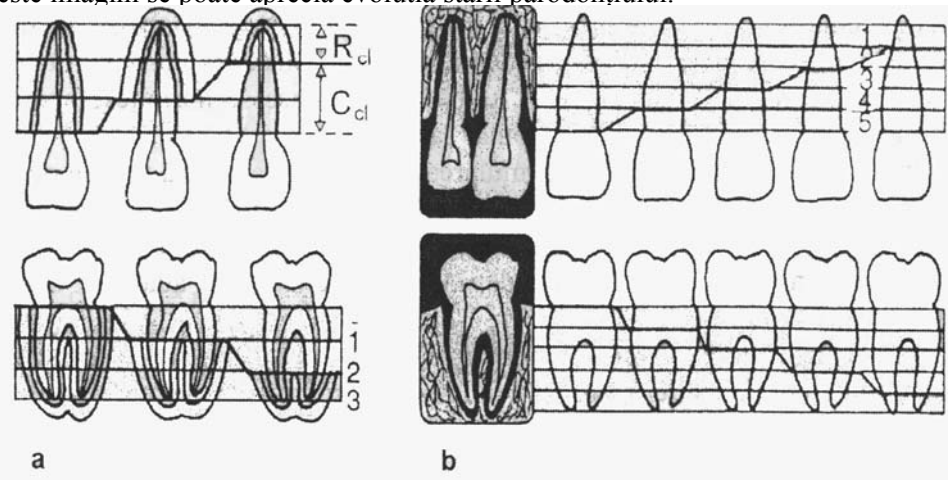


Fig. 9.29. Clasificarea imaginilor marginilor osului alveolar în vederea selectării dinţilor stâlpi.
a) împărţirea în funcţie de treimea radiculară (1) cervicală (2) mijlocie şi (3) apicală. Corticala externâ împarte dintele în coroanâ clinicâ Cci şi rădâcinâ clinică Rci. b) reprezentarea evoluţiei statusului parodontal.

Importanţa ligamentului parodontal

Ligamentul parodontal este principalul element al parodonţiului şi este format din fibre de colagen incluse m os şi cement care asigură susţinerea dinţilor în timpul funcţiilor. Aceste fibre, cunoscute şi sub denumirea de fibrele Sharpey® au un traiect variat şi se termină în cement şi în os. Fibrele se împart m cinci gmpe principale care traversează spaţiul dintre râdăcina dintelui şi osul alveolar (fig.9.29.): transseptale, alveolare crestale, orizontale , oblice, apicale.

Lăţimea medie a spaţiului periodontal variază m funcţie de vârstă şi este dependentă de solicitări. Coolidge (8), a realizat măsurarea acestui spaţiu obţinând următoarele valori :

Dependenţa de vârstâ a lăţimii spaţiului periodontal în mm

Vârsta	Marginea alveolară	Mijlocul rădăcinii	Apex	Valorea medie
11-16	0,23	0,17	0.24	0,21
32-50	0.20	0.14	0.19	0,18
51-67	0,17	0,12	0,16	0,15

Dependenţa de solicitări a lăţimii spaţiului periodontal în mm

Solicitări	Marginea alveolarâ	Mijlocul rădăcinii	Apex	Valoarea medie
Intense	0.20	0,14	0,19	0,18
Absenţa antagoniştilor	0,14	0,11	0,15	0,13
Dinţi migraţi	0,09	0,07	0,08	0,08

hitegritatea şi funcţiile ligamentului parodontal sunt deosebit de importante m alegerea unui dinte stâlp. Funcţiile ligamentului parodontal sunt: absorbant de şocuri, transmitere de forţe, funcţia de formare şi remodelare, nutritivă şi senzorialâ.

- Termenul de fibre Sharpey este atribuit de către o serie de autori doar pentru capetele intracementare sau intraosoase ale fibrelor periodontale

Raţiunea de a exista a parodonţiului este cea de a susţine dinţii în cursul funcţiilor. Aşadar între solicitările ocluzale şi starea de sănătate a structurilor parodontale există un echilibru permanent.

Osul alveolar este continuu remâdelât gub acţiunea forţelor ocluzale. în zonele de tensiune, de a lungul peretelui alveolar sunt prezente osteoblaste, iar în zonele de presiune sunt prezente osteoclaste (care produc resorbţia osoasă).

Prin intermediul ligamentului parodontal forţele ocluzale influenţează numărul, densitatea şi orientarea trabeculelor osoase. Trabeculele osoase sunt dispuse pe traiectul de acţiune al sohcitănlor (tensiune si presiune) pentru a asigura rezistenţâ maximă cu o cantitatc mimmâ *dt* os. Când intensitatea forţelor ocluzale creşte, trabeculele osoase se înmulţesc apărând şi os de neoformaţie pe faţa extemă a corticalei (vestibular sau oral).

Ligamentul parodontal depinde de stimularea pe care o realizează forţele ocluzale pentru a-şi menţine structura. **în limite fiziologice, ligamentul parodontal** se **poate adapta unor creşteri ale funcţiei ocluzale prin amplifîcarea lăţimii, subţierea fîbrelor şi mărirea numărului fîbrelor Sharpey.** Forţele care depăşesc capacitatea de adaptare a parodonţiului produc trauma ocluzală.

Când forţele ocluzale sunt reduse, numâml şi grosimea trabeculelor osoase sunt şi ele reduse. Ligamentul parodontal suferă atrofie, se îngustează spaţiul ligamentar, fibrele sunt reduse ca număr şi densitate, îşi pierd orientarea şi m final vor fi dispuse paralel cu suprafaţa rădăcinii dintelui. Aceste modificări apar în cazul dinţilor cu hipofuncţie sau care nu participă deloc la realizarea funcţiilor.

Imbătrânirea ligamentului parodontal determină o creştere a numărului fibrelor elastice, scăderea vascularizaţiei, a activităţii mitotice şi a numâmlui fibrelor de collagen. De asemenea se produce o creştere a numămlui tulburărilor aterosclerotice. Au fost descrise atât reducerea grosimii ligamentului parodontal, cât şi creşterea sa. Reducerea grosimii ligamentului parodontal este rezultatul solicitărilor funcţionale reduse datorită scăderii forţei de contracţie a muşchilor masticatori. Aceste date trebuie cunoscute m cazul alegerii dintilor stâlpi.'

Creşterea grosimii ligamentului parodontal s-ar putea datora solicitărilor excesive pe care le suferă un număr redus de dinţi restanţi. Reducerea spaţiului periodontal poate rezulta şi m urma depunerii continue de cement si os.

In evaluarea dinţilor stâlpi interesează de asemenea suprafaţa ligamentului parodontal sau mai exact suprafaţa de inserţie a ligamentului parodontal pe dinte şi la nivelul osului alveolar. Dinţii mai voluminoşi au m mod evident o suprafaţă mai mare de implantare. Ariile suprafeţelor radiculare ale diverşilor dinţi au fost calculate, şi sunt prezentate m fig 9.30. şi fig 9.31.

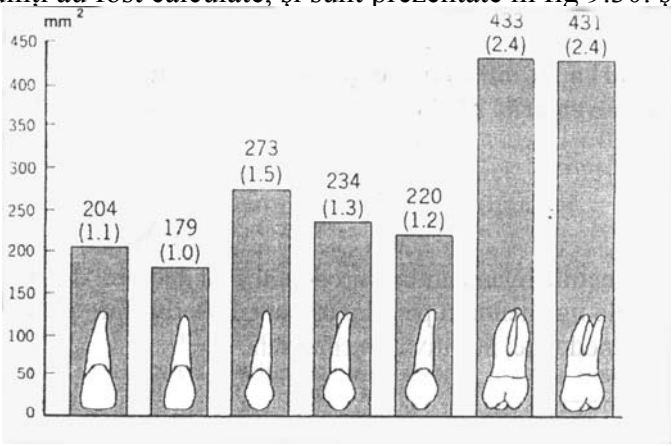


Fig. 9.30. Suprafeţele radiculare ale dinţilor maxilari. Valorile din parantezâ reprezintâ raportul dintre suprafaţa radiculară a dintelui respectiv şi suprafaţa celui mai mic dinte de pe arcada respectivâ, în cazul acesta fiind reprezentat de incisivul lateral. (după Jepsen)

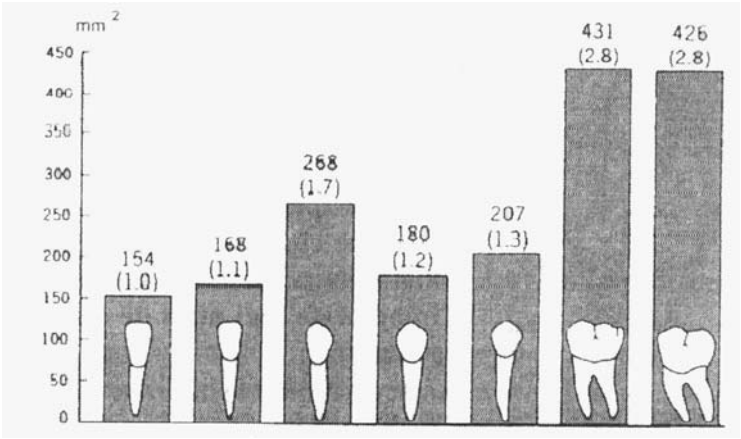


Fig.9.31 Suprafetele radiculare ale dinților mandibulari. Valorile din parantezâ reprezintâ raportul dintre siiprafața radiculara a dintelni respcctiv şi suprafața radicularâ a celui mai mic dinte de pe arcada respectivâ, în acest caz, incisivul central mandibular. (după Jepsen)

Valorile calculate nu sunt atât de importante ca cele întâlnite în cavitatea bucală, precum şi ca valorile rapoartelor dmtrc dinții dc pe aceeaşi arcadâ. Când osul alveolar a fbst pierdut pnn boalâ parodontală, dinții restanți nu vor mai avea acelaşi potențial ca şi dinți stâlpi. Pierderea suportului parodontal prin resorbția radiculară este doar pe jumătate la fel de gravă ca şi pierderea crestei osului alveolar. Planul de tratament va trebui să țină cont de acest aspect.

Lungimea corpului de punte care se va realiza este limitată partial de dinții stâlpi ce vor fi utilizați, şi de capacitatea lor de a suporta forțe suplimentare. Tylman (44) aratâ că doi dinți stâlpi pot suporta farâ probleme doi intermediari. Aprecierea posibilităților de solicitare a dinților stâlpi este cunosctă sub denumirea de **legea lui Ante,** conform căreia suprafața radiculară a dinților restanți trebuie să egaleze sau chiar să depăşească suprafața radiculară a dinților înlocuiți.

Conform acestei premise, un dinte care a fost pierdut poate fi înlocuit cu succes dacă dinții vecini sunt sănătoşi(fig. 9.32.).

Dacă lipsesc doi dinți, aceştia vor putea fi înlocuiți printr-o proteză fixă dar trebuie avută m vedere valoarea viitorilor dinți stâlpi limitanți ai breşei(fig. 9.33.).

Când suprafața radiculară a dinților care trebuie înlocuiți de intermediarii protezei fixe este mai mare decât cea a dinților stâlpi, apare o situație care m general trebuie evitatâ (fig.9.34.).

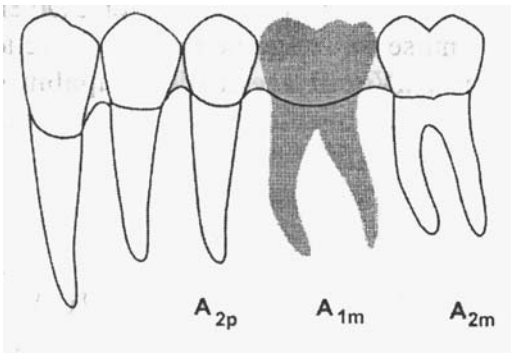


Fig 9,32. Suprafața radiculară a premolarului secund şi a molarului secund *(A.ip* +A2m) este mai mare decât a primului molar care a trebuit să fie înlocuit Aim (39**)**

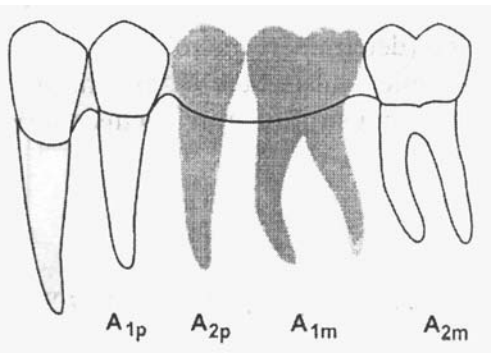


Fig. 9.35. Suprafața radiculară combinata a primului premolar şi a molarului secund (Aip+A^m) este aproximativ egală cu aceea a dinților care trebuie înlocuiți A2p+Ai,„„(39).

Protezele fixe pot fi folosite şi pentru înlocuirea mai multor dinţi, cel mai elocvent exemplu în aest sens fiind reprezentat de înlocuirea celor patru incisivi superiori. Protezele fixe realizate de la canin şi pâna la molarul secund sunt soluţii bune terapeutice în edentaţiile maxilare, atunci când celelalte condiţii sunt ideale, însâ la mandibulâ sunt mai puţin indicate. **Orice proteză fîxâ care înldcukşte mai mult de doi dinţi este consideratâ riscantâ.**

Protezele fixe cu puţini intermediari au un pronostic mai bun decât cele cu intermediari mai mulţi. Atribuirea riscului m exclusivitate parodonţiului reprezintâ totuşi o simplificare excesivă a situaţiei. Eşecurile protezărilor fixe datorate stress-ului sunt atribuite m principal efectului de pârghie şi torsiunii. Factorii biomecanici şi problemele datorate deficienţelor materialului din care este confecţionată proteza au un rol determinant în eşecurile pe termen lung ale protezelor fixe cu mulţi intermediari.

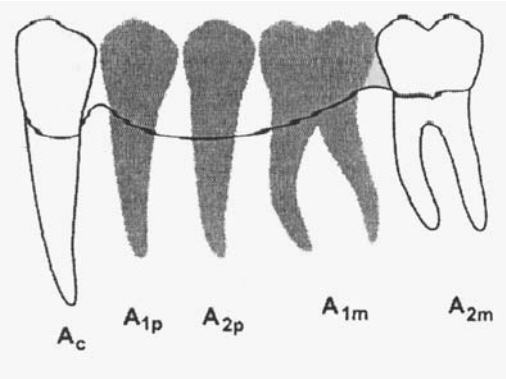


Fig. 9.34. Suprafaţa radiculară combinată a caninului şi molarului secund(Aip+A2in)este mai mică decât a dinţilor care trebuie înlocuiţi (Aip+ Aîp+Aim). în această situaţie realizarea unei proteze fixe devine riscantâ (39)

S-a demonstrat că **dinţii afectaţi parodontal pot fi utilizaţi ca dinţi stâlpi în anumite cazuri bine selecţionate.** Dinţii cu implantare osoasâ deficitarâ şi mobilitate accentuatâ au fost utilizaţi ca stâlpi în protezări fixe şi concomitent protezele fixe au fost utilizate pentru imobilizarea dinţilor stâlpi. Eliminarea mobilităţii nu reprezintâ un scop în sine m astfel de cazuri, însă permite menţinerea stării existente.

în astfel de cazuri, dinţii stîlpi pot fi menţinuţi sânătoşi dacă pacientul este motivat pentru menţinerea unei igiene eficiente. Coroanele aplicate pe dinţii stâlpi cu mobilitate, trebuie sâ aibă un grad mai mare de retentivitate decât pe dinţii stâlpi care au implantare normală. Urmârind în timp pacienţii cu dentaţii afectate de boalâ parodontală, se constatâ câ forma avansată indicâ în mod surprinzâtor o ratâ scăzutâ a eşcurilor. Mai puţin de 8 % din 332 proteze fixe parţiale au prezentat eşecuri de ordin tehnic pe o perioadâ de 6 ani. Evaluarea individuală a dinţilor stâlpi afectaţi parodontal este deosebit de importantă în realizarea unei protezări corecte.(43).

Folosirea dinţilor afectaţi parodontal m protezarea fixă trebuie sâ se facă doar de către practicieni experimentaţi şi în cazul unor pacienţi selectaţi cu atenţie şi suficient de motivaţi pentru menţinerea unei igiene eficiente.

în final, pe baza examenului clinic, radiologic parodontal. şi eventual a altor examene paraclinice (determinâri microbiologice, imunologice care nu se utilizează de obicei m practica curentâ) clinicianul trebuie sâ afle răspunsul la întrebarea **: „Vor n aceşti dinţi capabili sâ suporte sarcina suplimentară generată de aplicarea protezei ?".**

9.1.4. DE LA SITUAŢIA CLINICĂ LA SOLUŢIA TERAPEUTICĂ

Dupa colectarea tuturor datelor necesare elaborării planului de tratament şi adoptarea deciziei de rezolvare a cazului printr-o **restaurare protetică fixă** ne reîntoarecem la câmpul protetic şi particularităţile individuale pe care le prezintâ cazul.

Orice situație clinică se poate rezolva prin mai multc soluții tcrapeutice/în funcție nu doar-de condițiile localc şi loco-rcgionale, ci şi de vârsta, sexul, ocupația, starea fizică, psihică şi condițiile materiale ale pacientului.

în cele ce urmează vom propune diferite scheme de restaurări protetice în funcție de tOpOgrafia breşelor edentatc, dc numărul dmților absenți precum şi de alte condiții. Nu vom preciza strict tipul elementelor de agregare, care pot fi şi altele decât coroana de înveliş în funcție de diferiți factori.

Prezentul subcapitol a fost elaborat pentru a veni m ajutorul practicienilor mai tineri şi mai lipsiți de experiență.

Vom propune în continuare diverse soluții pentru diferite tipuri de edentații care se pretează la restaurări fixe mai ales în funcție de topografia breşelor.

9.1.4.1. RESTAURĂRI FIXE ÎN ZONA LATERALĂ MAXILARĂ

Atât dinții naturali, cât şi cei ce urmează a fi înlocuiți participă intens la procesul de triturare al alimentelor. Ei au un rol important în asigurarea funcției de calaj a mandibulei stabilizând ocluzia m **PIM.** Asfel condițiile estetice trec pe locul trei. Aşadar restaurările protetice din această zonă şi mai ales materialele din care sunt elaborate trebuie să răspundă în ordine la următoarele cerințe:

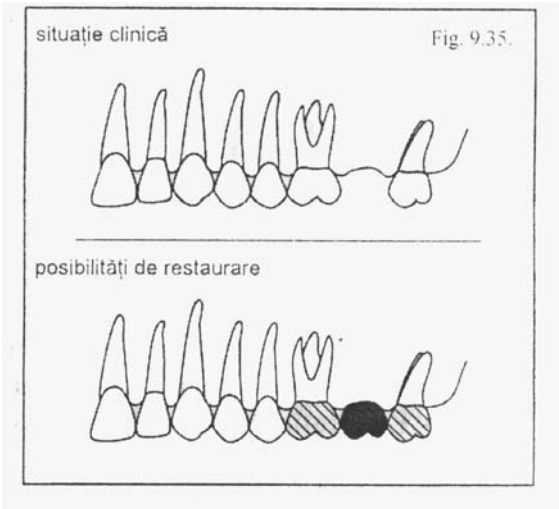
masticație;

menținerea stopurilor ocluzale şi **DVO;**

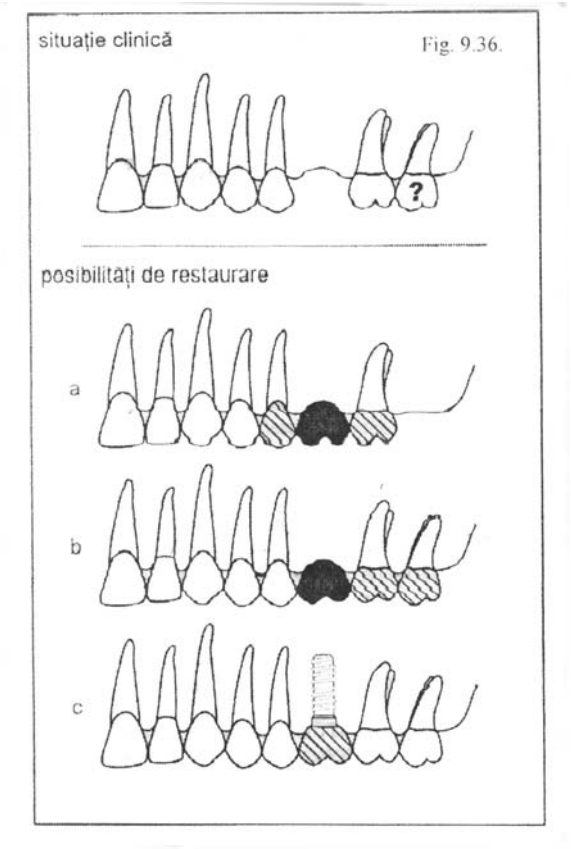
igienă bună (inclusiv autocurățare);

fizionomie (mai ales la anumite profesii)

• Edentație de molar secund permanent superior(clasa a III-a Kennedy) - fig 9.35. Este o situație clinică mai rar întâlnită. Atunci când molarul de minte este corect poziționat pe arcadă, iar dinții antagonişti există se va realiza o restaurare fixă cu două elemente de agregare pe cei doi dinți stâlpi, mezial şi distal.Dacă molarul de minte prezintă o implantare vicioasă, fiind inclinat mezio-distal, vor apârea dificultăți în confecționarea elementului de agregare de la acest nivel şi la stabilirea axului de inserție al restaurârii, de aceea mai ales atunci când dinții antagonişti lipsesc, nu se indică închiderea breşei edentate printr-o restaurare protetică fixă. Dacă molarul de minte este neempt, se va indica o radiografie pentru a confirma existența lui şi pentru a vizualiza axul său de empție.în acest caz este posibil ca breşa edentată să se închidă parțial, după erupția molarvlui trei. Trebuie însă avut grijă ca de-a lungul acestei perioade antagoniştii să nu egreseze şi să destabilizeze rapoartele ocluzale.



• Edentație de molar prim permanent superior (clasa a III-a Kennedy)- fig. 9.36. **Edentația molarului de şase ani în general** poate fi considerată **urgență stomatologică.** Edentația de molar prim superior se situează pe locul doi după edentația de molar prim permanent mandibular. **Expectativa** bazată pe capacitatea de adaptare a organismului tânăr



trebuie abandonată. Protezarea fixă a edentației de molar prim permanent superior previne tulburările ocluzale, parodontale şi articulare care apar aproape constant şi inevitabil m timp.

Amplitudinea dcplasării dinților limitrofl **breşei** estc cu atât mai mare cu cât a avut loc la .0 vârstă mai micâ^ fiind mai mare, la arcada supenoară şi mai prommțată pentru dinții distali breşei. Dacă edentația este foarte limpurie (6-8 ani), există posibihtatea deplasării corporale a dinților (translație simultană a coroanei şi rădăcinii). Cu cât pierderea molarului CSt^ mai tardivă deplasarea dinților se face sub forma basculârii cu precâdere a molamlui secund permanent. Temporizarea protezăm până la 18-20 ani **nu** i esfe justificatâ, tratamentul protetic precoce COnstituind garanția prevenini întregului cortegiu de tulburân (14-16 ani).

în funcție de vârsta la care a survenit edentația şi de mărimea spațiului edentat, de integritatea dinților limitrofi breşei edentate şi de axul lor de implantare se va opta pentm o anumită variantă de protezare fixă. **Dacâ edentația a survenit în copilârie** (6-8 **ani),** breşa poate fi închisâ prin migrarea dinților limitrofi. Dacă aceştia sunt integri iar ocluzia nu este destabilizată,restaurarea protetică nu-şi are rostul. Dacă pierderea molarului de minte a survenit la adolescență sau la vâsta adultă, se recomanda restaurarea breşei, pentm a evita bascularea dinților şi egresia/extruzia antagoniştilor.

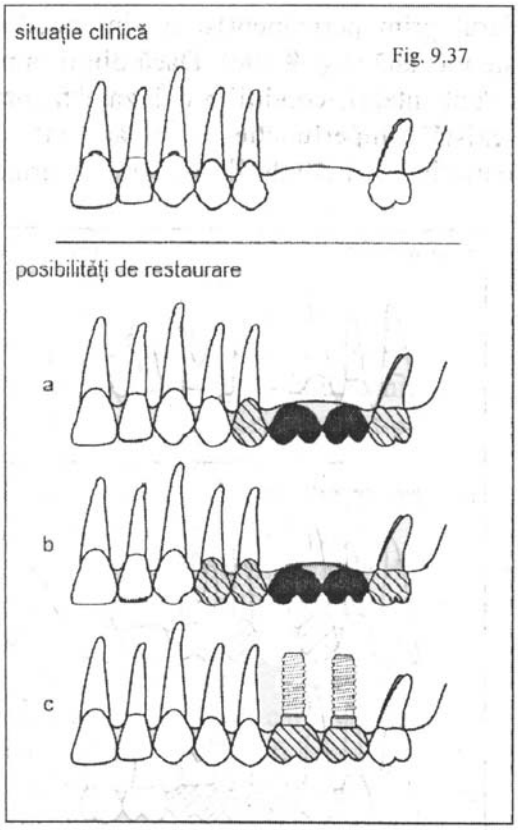
în afară de vârsta la care a fost pierdut molarul de şase ani ne interesează existența sau absența molarului trei, prin existențâ înțelegând şi incluzia lui. Dacă el există, atunci foarte importantâ este direcția axului său de implantare.

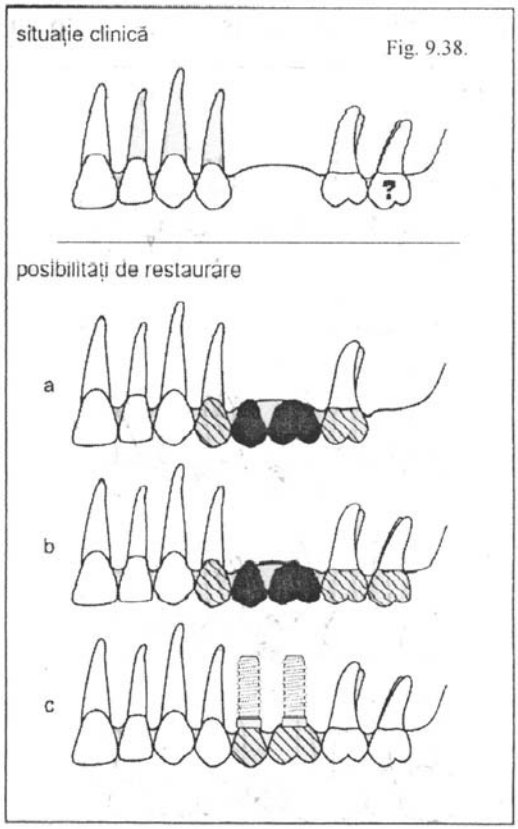
Dacâ executâm o restaurare protetică fixâ aceasta va fi alcâtuită mereu din două elemente de agregare (fie pe molarul secund permanent şi pe premolarul doi, fie în mod excepțional pe molarul de minte şi pe molarul secund permanent cu un intremediar sub formă de extensie mezială). Ultima variantă nu este unanim acceptatâ.

Dacâ restaurarea se va sprijini pe molarul şi pe premolaml secund, iar molarul de minte va rămâne necuprins în lucrare, între stâlpul distal (molarul secund) şi molarul de minte se poate dezvolta aproape constant o pungă parodontală. Aşadar dacă adoptâm aceastâ variantă şi mai ales dacă nu are nici un antagonist, molarul de minte este mai bine să fie extras. Ipoteza prin care îl păstrăm pentru a deveni vreodată un viitor stâlp distal nu are mereu acoperire. Dacă premolarul secund şi molaml doi sunt integri şi rezerva osoasâ permite, cu asentimentul pacientului se poate insera unul, sau douâ implante, dar numai după vârsta de 18-20 ani.

• Edentație de molar prim şi secund permanenti superiori (clasa a III-a Kennedy)-fig. 9.37.

Dacă molarul trei existâ şi are un ax acceptabil de implantare se va realiza o restaurare fixă cu două elemcnte de agregare pe premolaml doi şi molarul trei (fig. 9.37-a). în situația existenței unor dinți stâlpi cu valoare funcțională mai slabă, restaurarea poate avea trei elemente de agregare prin cuprmderea şi a premolamlui prim (fig. 9.37.b). Dacă molarul de minte nu existâ, nu are un ax de implantare favorabil şi prezintă o leziune coronarâ întinsâ în suprafață şi





profunzime şi necesită a fi extras (tratamentul endodontic fiind imposibil de realizat), nu ne rămâne decât sâ propunem inserarea a două sau chiar trei implante. Cum de obicei pierderea celor doi molari atrage după sine coborârea planşeului sinusal (care plonjează spre vârful crestei proporţional cu vechimea edentaţiei) este nevoie de o intervenţie de elevare a sinusului. Toate aceste ultime soluţii se fac doar cu acceptul pacientului şi în funcţie de posibilităţhle sale materiale ale acestuia.

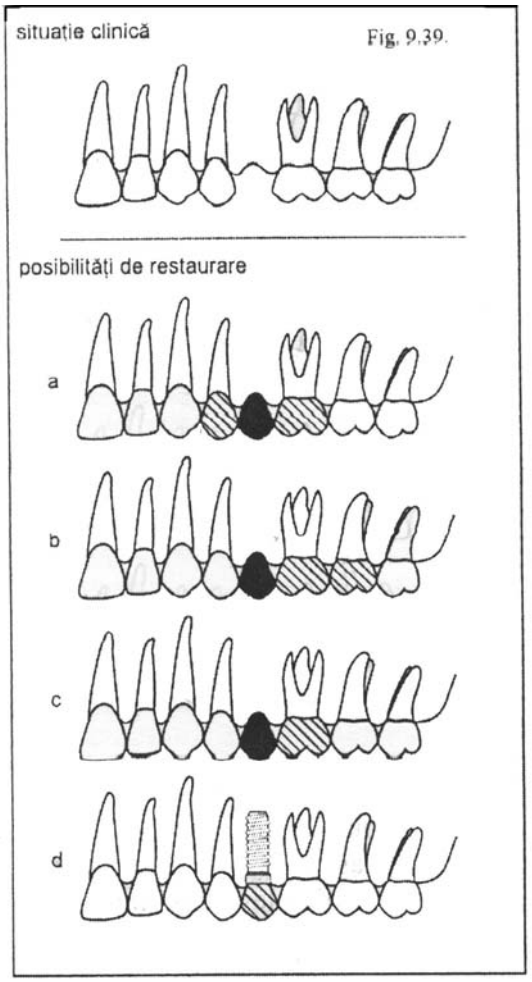
• **Edentaţie de premolar secund şi molar prim superior (clasa** a III-a Kennedy) -fig. 9.38.

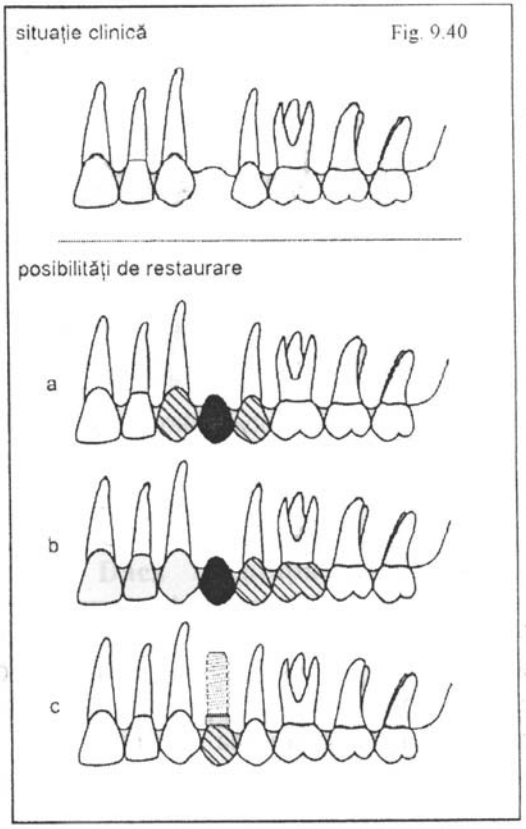
Cea mai frecvent adoptată variantă terapeutică care se pretează la acest caz este restaurarea protetică fixă care se întinde de la premolaml prim la molarul secund, fiind **prototipul de lucrare protetică fixă cu doi stâlpi,** mezial şi distal (fig.9. 38.a). Desigur m funcţie de prezenţa, absenţa şi/sau axul de implantare al molarului de minte, acesta poate fi uneori prins în restaurare (fig. 9. 38.b.). Când premolarul secund şi molarul secund pemanent sunt integri si pacientul refuză utilizarea lor ca stâlpi de punte, i se poate propune inserarea a 2-3 implante (fig. 9.38. c).

• **Edentaţie de premolar secund superior** (clasa a III-a Kennedy) - fig. 9.39. Pierderea premolariilor superiori (primul, al doilea sau ambii) este o edentaţie cu o frecvenţă ridicatâ la tineri. La aceasta contribuie evoluţia rapidă de la carie simplă la cea complicată, cât şi incongmenţele dento-alveolare de la acest nivel datorate migraţiilor molarilor de şase, doisprezece ani şi ulterior a celor de minte.

Restaurarea protetică fixâ cu agregare pe doi stâlpi domină rezolvarea acestei situaţii (fig; 9.39.a). Premolarul unu şi molarul prim permanent sunt stâlpi tradiţionali, mai ales când aceşti dinţi prezintă carii sau oburaţii. în situaţia când premolarul prim este indemn se pot folosi drept stâlpi cei doi molari permanenţi asociaţi cu un intermediar în extensie mezialâ (fig. 9.39.b.). In mod excepţional, dacă atât primul premolar, cât şi molarul secund permanent sunt indemni,

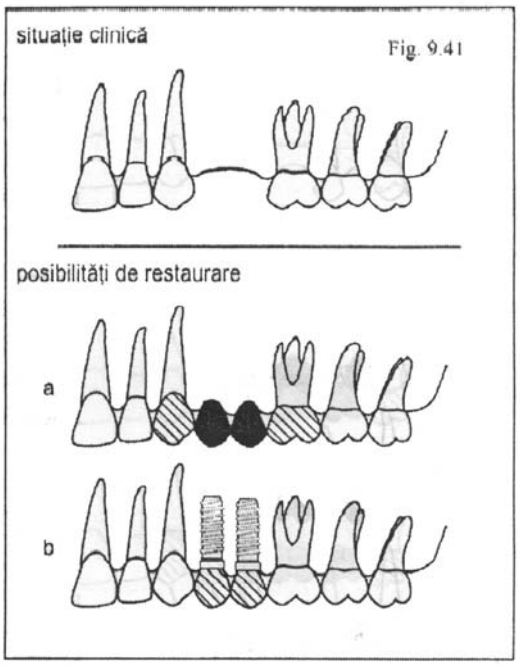
putem realiza o restaurare cu un stâlp distal (molarul prim permanenQşi un intermediar în extensie mezialâ (fig. 9.39c). Dacă dinţii limitrofi breşei sunt integri, condiţiile ocluzale favorabile şi nu există o hiperfuncţie musculară, iar igiena este foarte bună şi condiţiile materiale permit, se poate propune pacientului inserarea unui implant endoosos (fig. 9.39.d.)





• **Edentaţie de premolar prim superior** (clasa a III-a Kennedy)- fig. 9.40. Premolarul prim superior este un dinte care se pierde uşor şi precoce. Utilizarea necorespunzătoare a unor materiale de obturaţie periclitează vitalitatea acestui dinte. Fractura pereţilor axiali ca şi modalităţile greşite de abordare a cariei complicate la acest dinte sunt doar câteva cauze care grăbesc pierderea lui.

Deoarece are o variabilitate mare cromatică şi este situat la curbura arcadei, cea mai comună rezolvare a acestei situaţii clinice este o restaurare cu două elemente de agregare (pe canin şi primul premolar) cu un intermediar. **Dezavantajul ei major este prepararea caninului.** Alegerea elementelor de agregare de pe canin va fi bine cântărită şi vor prevala: coroanele parţiale, incmstaţia în incmstaţie, culisa intracoronarâ, etc. Coroana mixtă şi în general coroanele de înveliş riscă apariţia unor tulburări estetice. Pentru a evita aceasta se poate realiza un sprijin distal pe doi stâlpi (premolarul secund şi molarul prim permanent) la care se ataşează o extensie mezialâ (fig. 9.40.b.). Soluţiile vor fi adoptate ţinând cont atât de statusul dento-parodontal al dinţilor stâlpi, cât şi de tipul de ghidaj existent. La copii şi adolescenţi intră în discuţie şi o restaurare adezivă, cu pregâtifri peliculare, ale caninului şi premolamlui secund dacă aceştia sunt indemni de proces carios. Dacâ dinţii limitrofi breşei sunt întregi §i rezerva osoasă corespunzătoare, inserarea unui implant endoosos rezolvâ problema fără sacrificii de ţesuturi dure dentare (după vârsta de 18-20 ani).



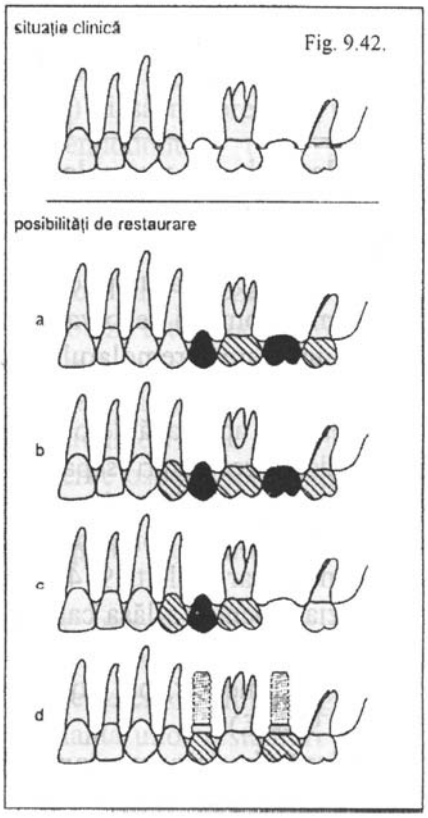
• **Edentație de premolar unu şi doi superior** (clasa a III-a Kennedy)- fig. 9.41.

In această situație clinică rezolvarea de elecție în protetica tradițională este o restaurare fixâ cu două elemente de agregare şi doi intermediari. Dezavantajul acestui tip de restaurare este prepararea caninului, când vor fi preferate elemente de agregare carc lasâ fața vestibulară neatinsă şi păstrează ghidajul canin. Elementul de agregare trebuie astfel preparat încât sâ refacâ ghidajul canin, dacâ acesta a existat anterior preparației. Acest tip de edentație se pretează şi la inserarea a două implante,în situația unei rezerve osoase favorabile şi mai ales când dinții care delimitează breşa sunt integri.

• **Edentație de premolar doi şi molar doi SUperior** (clasa a III—a Kennedy cu o modificare) — fig.9.42.

Pentru rezolvarea acesei situații există mai multc soluții terapeutice care variazâ m funcție de integritatea dinților limitrofi breşelor edentate şi de axele lor de implantare.

Astfel dacă premolarul prim este integru şi molarul trei are o poziție normalâ pe arcadă, se va realiza o restaurare cu elemente de agregare pe molarul prim şi pe molarul trei, un intermediar pentru molarul secund absent şi o extensie mezială ce va înlocui premolarul secund. Datorită mişcârilor de frecare între extensie şi fața distalâ a premolarului prim este posibilă apariția unor leziuni carioase la acest nivel.

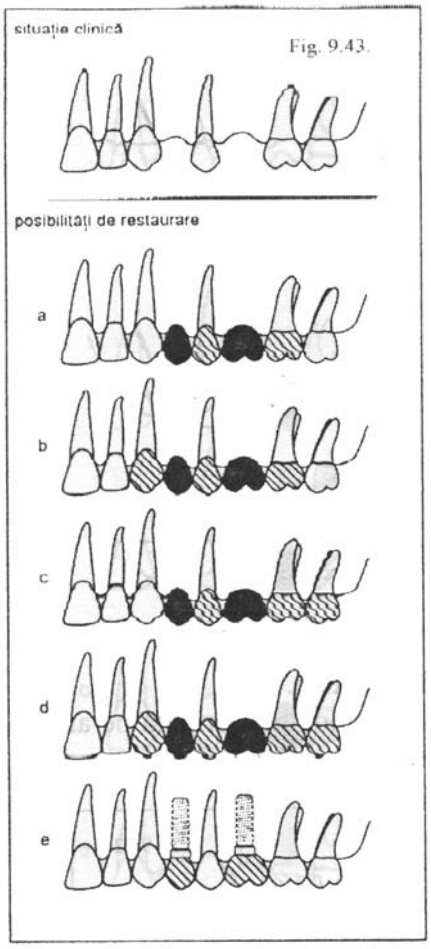


Dacă premolarul prim prezintâ leziuni carioase sau obturații, se va realiza o restaurare proteticâ fixă cu trei elemente de agregare (pe premolarul prim, molarul prim şi molarul trei) care vor încadra cei doi intermediari ce restaurează breşele edentate (fig. 9.42.b.).

Atunci când molarul trei prezintă o implantare vicioasă şi nu există antagonişti, se va realiza o punte care se agregă pe premolarul prim şi molarul prim, T^resa distală rămânând neprotezată (fig. 9.42.). Există practicieni care, m funcție de integritatea hemiarcadei antagoniste adaugă ultimei variante o extensie distalâ (fig. 9.42.b.). Dacă arcada antagonistă este scurtatâ şi molarul de minte superior se aflâ m poziție vicioasă, acest molar poate fi extras.

Desigur m situații de rezervâ osoasâ optimă, de dinți stâlpi integri, igienâ bucalâ bună, condiții ocluzale şi materiale favorabile se pot insera două

sau trei implante corespunzâtor celor douâ breşe. Un planşeu sinusal coborât poate fi elevat (fig. **9.42.d.).**
Edentaţie de premolar prim şi molar prim permanent superior (clasa a ffl-a Kennedy eu o modifioarc) -fig.9.43.



Cea mai simplă soluţie de a nu ne atinge de UH caiim integm, dacă dinţii stâlpi prezintă o implantare bună este restaurarea proteticâ fixă cu două elemente de agregare (premolar şi molar secimd) şi doi mtremediari imul între *wk* două elemente de agregare şi celălalt m extensie mezială (fig. 9.43.a.). Dacâ pacientul este mai m vârstă şi caninul are obturaţli rnultiple sau distrucţie coronară avansată se apeleazâ la o restaurare cu trei elemente de agregare (molar, premolar secund şi canin) şi doi intermediari între cele trci elemente de agregare (fig. 9.43.b.). Dacă molarul de minte este prezent şi are un ax de implantare convenabil el poate fi prins în lucrare şi atunci restaurarea va avea trei ekmente de agregare (molar trei, molar şi premolar secund) şi doi interrnediari, dintre **care unul** ÎIIK extensic mezială (fig. 9.43.C.).

în sfârşit m situaţia unor stâlpi cu un anumit grad de insuficienţă parodontală vom efectua o restaurare cu patru stâlpi (canin, premolar şi molar secund şi molaml trei) (fig. 9.43.d.). Este posibilă şi o terapie implantarâ cu inserarea unor implante intraosoase în cele două breşe cu condiţia unei rezerve osoase acceptabile sau perfectibile şi cu dorinţa pacientului în situaţia existenţei unor dinţi integri cu o igienă corespunzătoare.

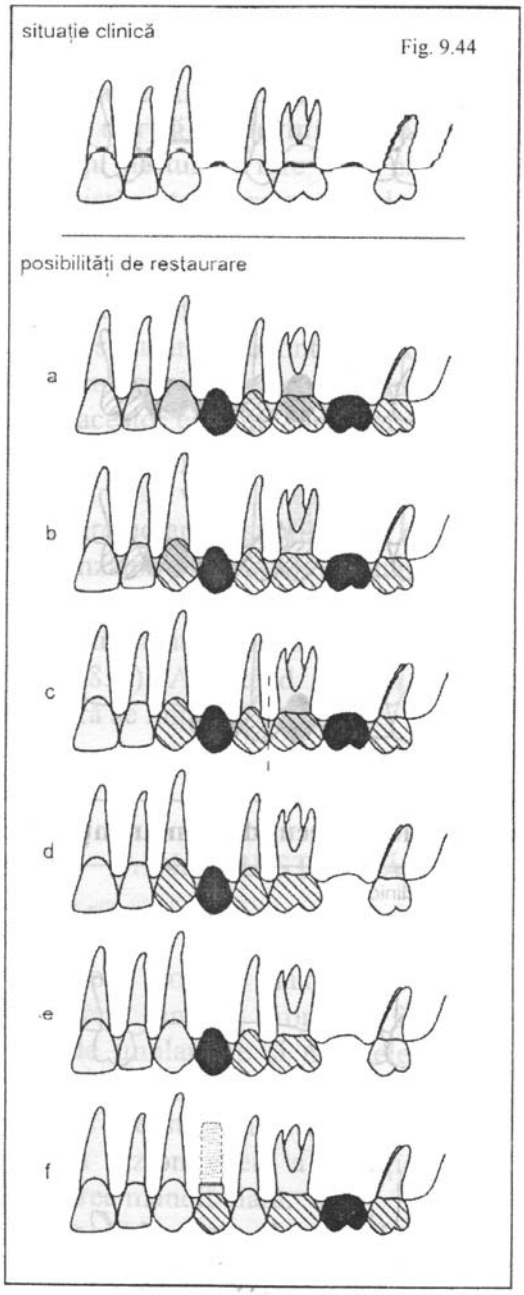
• **Edentaţie de premolar prim şi molar secund permanent superior** (clasa a III-a Kennedy cu o modificare) - fig. 9.44.

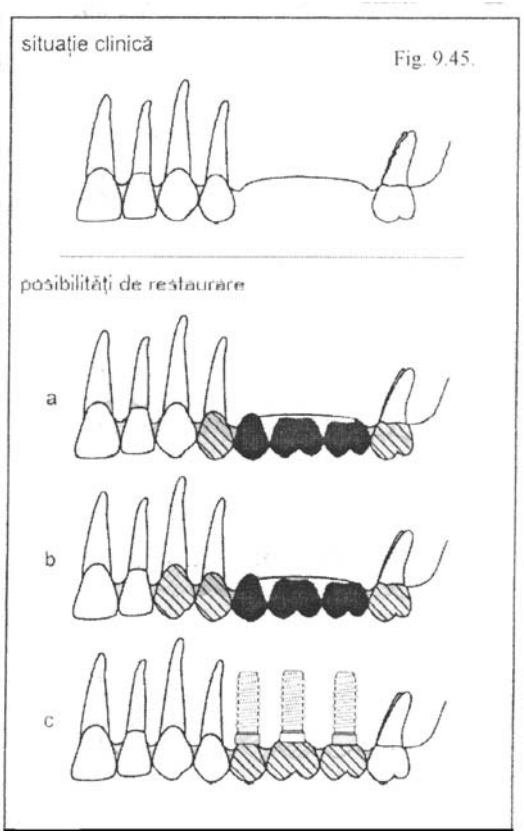
(Situaţie clinică mai deosebitâ, dar care apare destul de frecvent. Variantele de restaurare sunt legate de integritatea stâlpilor, vârstă, prezenţa molarului de minte etc.

Cea mai comună rezolvare lasâ caninul neatins (fig. 9.44.a.). Restaurarea va avea trei elemente de agregare (premolarul secund, molarul prim şi molarul trei). Alte două variante sunt: restaurare protetică extinsă cu patru stâlpi (canin, premolar doi, molar prim, molar de minte) (fig. 9. 44.b.) la care se apelează de obicei în scop de stabilizare şi alta care apelează la aceiaşi stâlpi, dar se fac două restaurări separate (fig. 9.44.c.). Variantele 9.44.d şi e lasâ breşa distală nerezolvată atunci când axul molamlui de minte este altul decât cel normal, dacă el este semiinclus sau dacă este compromis şi trebuie extras. Varianta 9. 44.d. se derulează pe trei stâlpi şi include caninul iar cealaltă 9. 44.e. este doar pe doi stâlpi (premolar secund şi molar prim) cu o extensie mezială pentru a lăsa caninul integru. In sfârşit combinarea unui implant care se inseră în breşa premolamlui prim şi o restaurare cu douâ elemente de agregare pe molarul prim şi cel de minte cu un intermediar, pot completa soluţiile multiple ale acestei situaţii destul de frecvent întâlnite (fig. 9.44.f.).

• **Edentaţie de premolar secund, molar prim şi molar secund permanenţi sup^riori** (clasa a III-a Kennedy) - fig. 9.45.

Pentru rezolvarea acestei edentaţii este indicată realizarea unei restaurări protetice fixe ancoratâ pe doi stâlpi, mezial pe premolaml prim şi distal pe molarul trei cu trei intermediari.

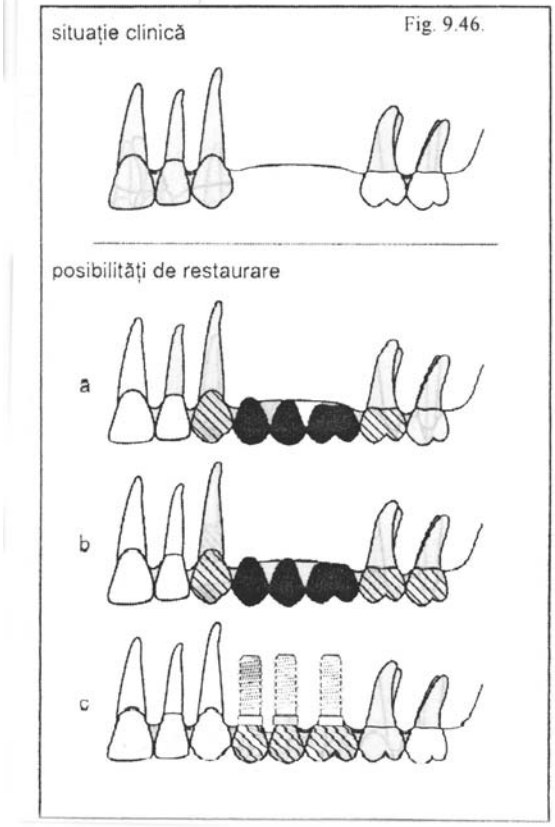


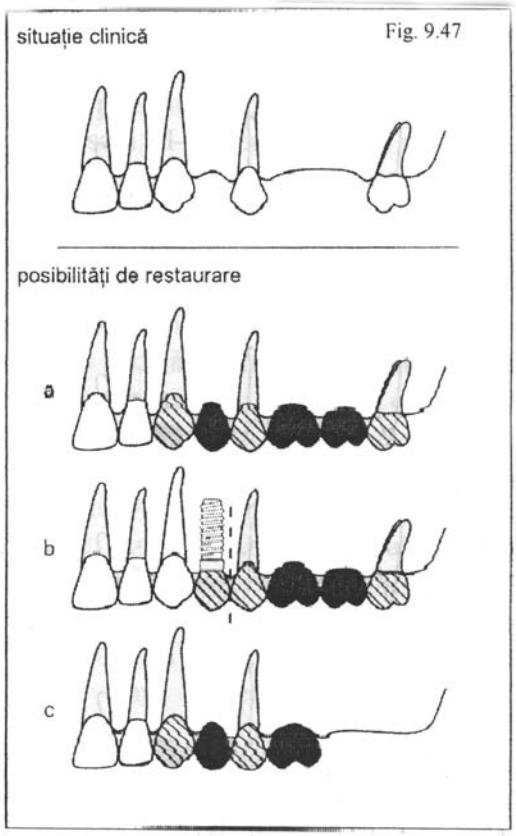


Dinții limitrofi breşei edentate trebuie să aibă un status parodontal foarte bun (premolarul prim sâ aibâ două sau trei rădăcini, iar molarul trei rădăcini cât mai divergente) si să nu prezinte risc de carie sau complicații endodontice (fig. 9.45.a.). De asemenea, pentru aprecierea forțelor la care va fi supusă restaurarea se ya lua în considerare şi configurația arcadei antagoniste, solicitările fiind mult mai mari dacă sunt prezenți dinți naturali, comparativ cu o protezâ totală sau parțială. Pentru a realiza o agregare mai rezistentă, când este necesar, se va include şi caninul ca stâlp, mai ales dacă acesta prezintă leziuni canoase sau ubturalii (flg. 9.45.b.). In situația unor dinți integri şi corespunzător unei rezerve osoase corespunzâtoarese se pot insera trei sau patm implante endoosoase.

• **Edentație de premolari (prim, secund) şi molar prim permanent** (clasa a III-a Kennedy) - fig. 9.46.

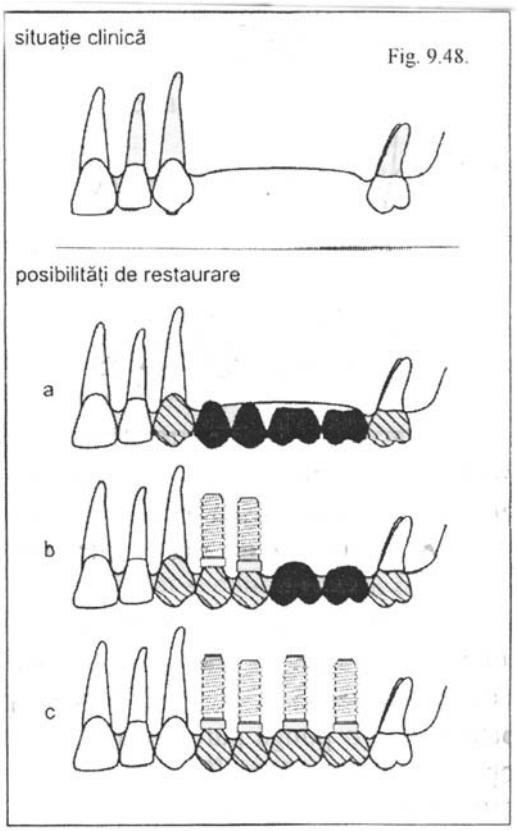
Similar situației precedente, se va realiza o restaurare protetică fixă de pe canin pe molarul doi şi dacă se consideră necesar, se va include şi molarul trei în restaurare (fig. 9.46.b). în caz contrar el se va cxtragc, deoarece prezența lui în vecinătatea elementului de agregare distal poate genera o pungă parodontalâ. Se poate opta şi pentm varianta unor restaurări sprijinite pe implante dacă condițiile locale, generale şi materiale o recomandâ, situație m care dinții integri limitrofi breşei rămân neatinşi.





Edentație de premolar prim, de molar prim şi molar secund permanenți (c III-a Kennedy cu o modificare) - fig. 9.47.

Situația clinică recunoaşte doar două variante. Una tradițională, adică o restaurare protetică fixă cu trei elemente de agregare (pe canin, premolarul secund şi molarul trei) şi trei intermediari corespunzător breşelor edentate (fig. 9.47.a.) şi alta modemă care se pretează la situația când caninul este integru şi există ghidaj canin. în această variantă se inseră un implant endoosos în breşa primului premolar şi se face o restaurare fixă de pe premolaml secund pe molarul trei (fig. 9.47.b.). Utilizarea molamlui trei este posibilă când poziția, axul şi implantarea sa permit acest lucru. în situația prezenței unei arcade antagoniste scurtate şi a lipsei sau imposibilității utilizării molamlui de minte se poate încerca executarea unei restaurâri de pe canin pe premolarul secund cu o extensie distală pe^ „posf'de molar prim. Este o soluție mai fragilă pe care o recomandâm doar când arcada antagonistă este o proteză parțialâ mobilizabilă (care protezează o edentație de clasa 1 sau 11 Kennedy) sau o protezâ totalâ (fig. 9.47.c).



• **Edentație de premolari şi de primii doi molari permanenți** (clasa a III-a Kennedy) - fig.9.48.

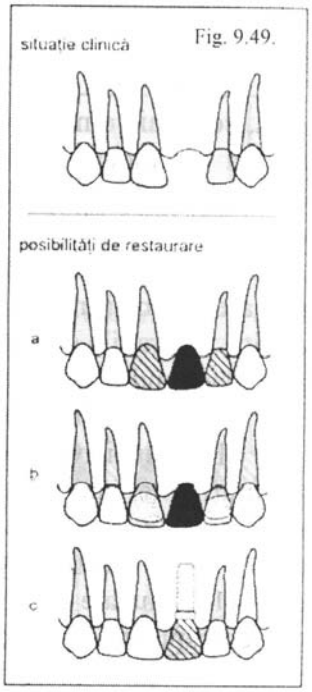
Această situație clinicâ generează uneori discuții controversate în relațiile medic-pacient. în literatura de specialitate orice breşă edentată ce rezultă m urma pierderii a mai mult de trei dinți nu beneficiază de o terapie protetică fixă.

Pacienții care prezintâ astfel de breşe insistă $ă fie protezați fix, afirmând că **„indiferent cât ține, dar să nu devină purtâtorii unei restaurări mobilizabile".** Trebuie gâ yecunoaştem că m situații destul de rare când caninul şi molarul de minte au radăcini puternicc, când arcada antagonistâ este reprezentată de o restaurare mobilâ sau mobilizabilă etc., m practică se pot descopcn restaurăn fixe care se agregă de pe canin pe molarul de fflmte cu o longevitate de pcste 10 ani (fig. 9.48.â.).

Dacă totuşi vom executa o astfel de restaurare fîxâ trebuie fbarte bine analizate câteva aspecte: statusul parodontal şi axele de implantare ale celor doi stâlpi, direcția crestei edentate, arcada antagonistă, prezența sau absența unei hiperfuncții musculare etc. Dacă cea mai mare parte a acestor condiții sunt favorabile şi pacientul confimiă m scris opțiunea pentru o restaurare fixă, aceasta se poate realiza cu rezerve.

A doua variantâ este o agregare mixtâ dento-implantară cu două implante endoosoase pe poziția premolarilor şi utilizarea ca stâlpi naturali a caninului şi molarului trei cu implantare şi ax corespunzâtor (fig. 9.48.b.), soluția nu este agreatâ în unanimitate, Atunci când totuşi se apelează la ea inserarea unor ruptori dc fbrțe este benefică. De asemenea, în condiții favorabile se pot insera 4 implante endoosoase lăsând neatinşi cei doi dinți naturali integn care delimitează breşa (fig. 9.48.C.). Adoptând această ultimă soluție, molarul trei poate fi şi extras, dacă această manoperă se impune.

9.1.4.2. RESTAURĂRI FIXE ÎN ZONA FRONTALĂ MAXILARĂ



Zona frontalâ maxilarâ este o zonă previlegiată a figurii în general şi a feței în special. Dispunerea dinților frontali, fbrma contumrilor, particularitățile
axelor de implantare şi nuanțele cromatice contribuie la alcâtuirea unui ansamblu estetic individual.

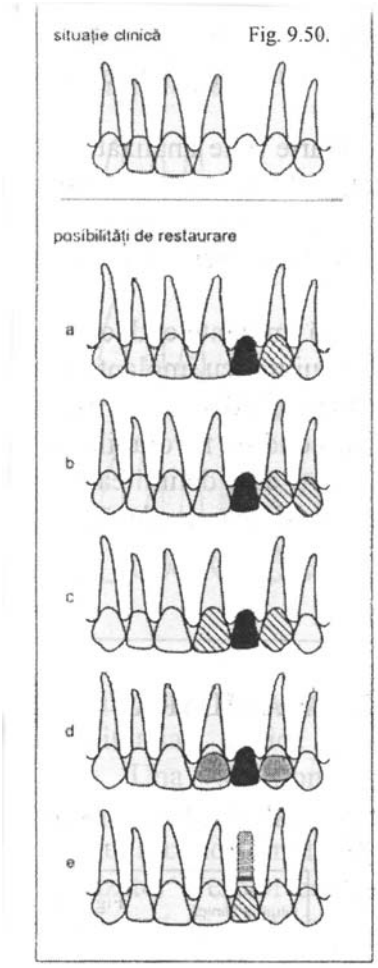
In această zonă elaborarea restaurărilor fixe este dominată de refacerea fîzionomiei, a fonației, de stabilitatea ocluziei şi de conducerea mandibulară.

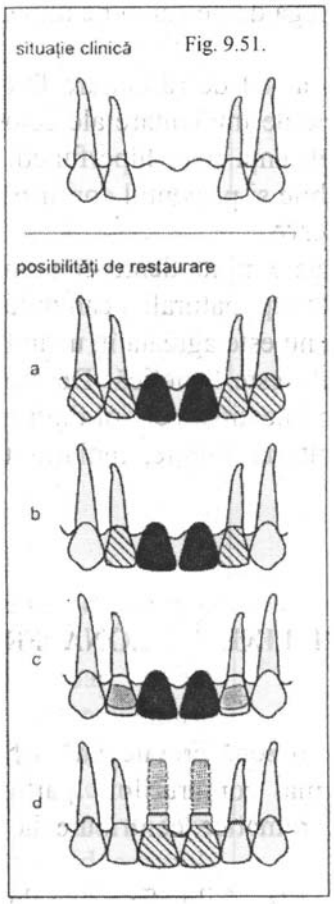
• **Edentație de incisiv central superior** (clasa a In-a Kennedy)-fig. 9.49.

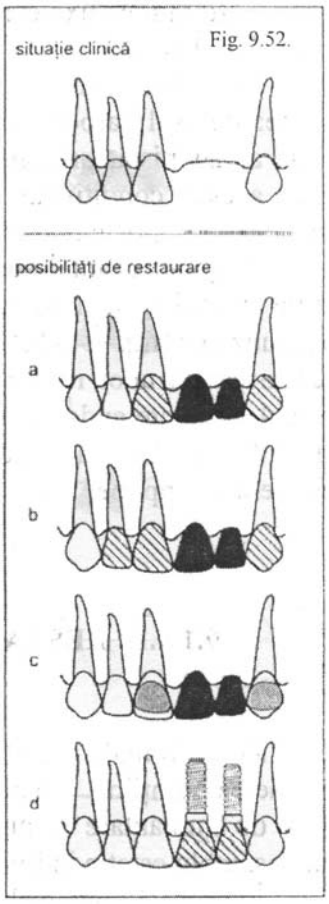
Soluția tradițională este o restaurare fixă cu două elemente de agregare pe incisivul central de pe hemiarcada opusâ şi pe incisivul lateral de pe partea edentației cu un intermediar (fig. 9.49.a.). în funcție de integritarea dinților limitrofi breşei, gabaritul breşei (prezența sau absența unei diasteme) rezerva osoasă etc., se poate apela la o punte adezivă sau la inserarea unui implant (fig. 9.49.b şi c.). Desigur că existența unei insuficiențe parodontale la nivelul frontalilor superiori presupune suplimefttâfea stâlpilor care poate merge până la cuprinderea într-o şină de imobilizare a tuturor celor 5 dinți frontali restanți. Această conduită este contrazisâ m ultimul deceniu de către mulți autori, care susțin câ o punte adezivâ care se sprijină pe mai mult de doi dinți, cu mobilități diferite este sortită

eşecului.

• **Edentaţie de incisiv lateral superior** (clasa a III-a Kennedy) - fig. 9.50. Unul din principiile de bază ale esteticii zonei frontale este ori păstrarea integrităţii ambilor incisivi centrali, ori cuprinderea ambilor într-o restaurare protetică (mai concret se va evita pe cât posibil ca un central să fie natural şi celălalt acoperit de un element de agregare). De aceea, cea mai comună rezolvare este puntea cu un element de agregare pe canin şi cu o extensie mezială ce înlocuieşte lateralul lipsă (fig. 9.50.a.). Soluţia se adoptă de obicei când cei doi centrali sunt integri. Dacă primul premolar prezintă leziuni carioase sau obturaţii, poate fi cuprins şi el în restaurare (fig. 9.50.b.). Dacă incisivul central de partea edentaţiei prezintă leziuni carioase, obturaţii sau o coroană de înveliş, regtaurarea poate avcâ douâ elementQ de agregare canm şi incisiv lateral (fig. 9.50-c.). Ca şi m situaţia precedentâ m cazul existenţei unor condiţii favorabile se poate opta pentru o punte adeziva cu pregâtiri peliculare ale stâlpilor sau pe un implant endoosos (fig. 9.50.d şi e.).

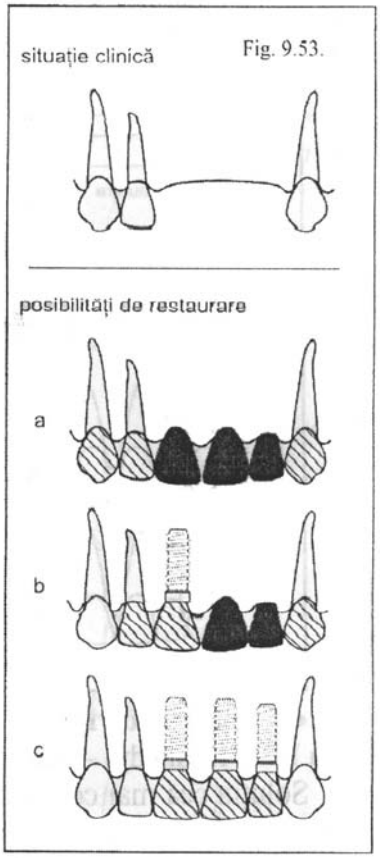






• **Edentaţîe de incisivi centrali superiori** (clasa a IV-a ICennedy) - fig. 9.51. Doar incisivii laterali nu reprezintâ întotdeauna o garanţie suficientâ pentm Sprijinul unei restaurări fixe când lipsesc ambii centrali, cu toate că în literatura de Specialitate soluţia este descrisă nu de puţine ori.(29). De aceea ideal cste să fie cuprinşi şi caninii (fig. 9.51.a.). In situaţia când aceştia sunt mtegri, elementele de agregare pot fi douâ coroane parţiale. Dacâ condiţiile ocluzale sunt favorabile, morfologia radiculară şi valoarea parodontalâ a lateralilor sunt corespunzâtoare, se poate apela doar la agregarea pe incisivii laterali (fig. 9.51.b.). La anumite vârste şi în anumite condiţii se poate opta ca soluţie provizorie de lungă durată şi la o

punte adezivâ (fig. 9.51.C.). în sfârşit, cu acceptul pacientului şi dacâ condiţiile locale, generale şi materiale permit, se pot insera două implante endoosoase (fig. 9.51.d.). Ultimele două soluţii vin în discuţie cu precădere atunci când incisivii laterali sunt integri şi au un parodonţiu de susţinere integru.

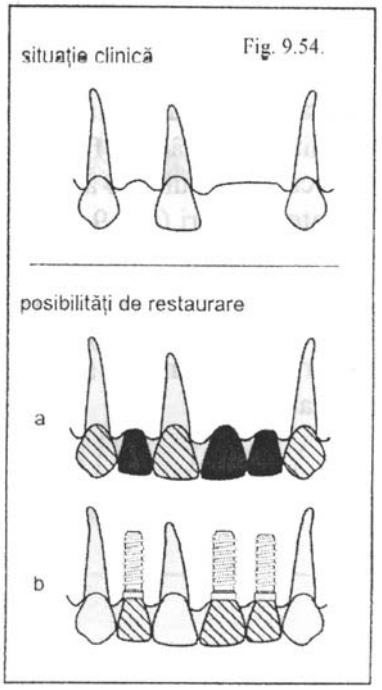


• Edentaţie de incisiv central şi lateral superior (clasa a III-a Kenncdy) - fig. 9.52. Vananta standard este o restaurare cu două elemente de agregare (pe caninul de aceeaşi parte cu edentaţia şi pc incisivul central de pe hemiarcada opusă) şi doi intermediari (fig. 9.52.a.). In situatia când incisivul lateral prezintâ procese carioage sau obturâţii iar incisivul central prezintă un anumitgrad de insuficienţă parodontală sau are m antecedente o rezecţie apicală, este indicată suplimentarea stâlpilor cuincisivul lateral (fig. 9.52.b.). Soluţiile terapeutice pot fi completate cu o punte adezivâ (fig. 9.52.c.)sau cu inserarea adouă implante în situaţia unor condiţii favorabile pentru acest tip de restaurâri (fig. 9.52-d.).

• Edentaţie de incisivi centrali şi un încisiv lateral superiori - fig. 9.53.

Rezolvarea de elecţie este o restaurare fixă cu trei elemente de agregare(cei doi canini şi incisivul lateral prezent) şi un corp de punte cu trei intermediari (fig. 9.53.a). în situaţia când nu se doreşte prepararea caninului se poate apela la inserarea unui implant endoosos şi ulterior la o agregare mixtă pe 2 stâlpi naturali şi pe unul artificial (fig. 9.53.b.). Soluţia nu este unanim agreatâ, dar dă rezultate bune şi poate fi aplicată în situaţiile când pacientul nu-şi poate permite sau rezerva osoasă este de aşa natură încât nu se pot insera trei implante, ceea ce este de preferat când dinţii sunt integri (fig. 9.53.c.).

• Edentaţia unui incisiv c&ntrâl şi a ambilor incisivi laterali superiori - fig. 9.54.

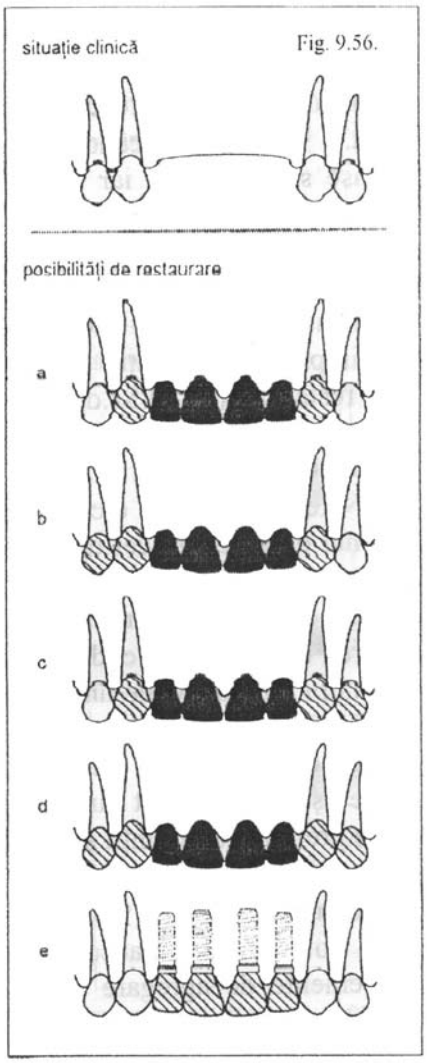


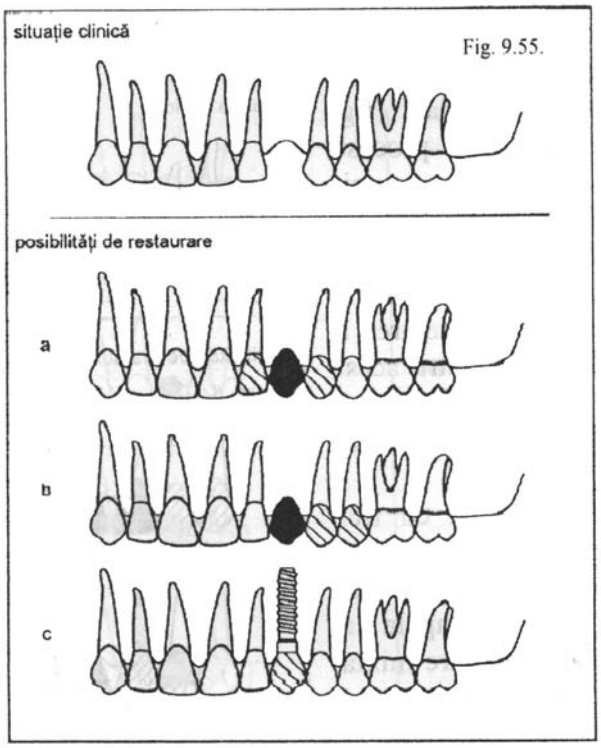
Soluţia unanim acceptatâ este restaurarea tradiţională cu trei elemente de agregare şi două corpuri de punte cu unul, respectiv doi intermediari (fig. 9.54.a.). în situaţia prezenţei unor dinţi integri inserarea a trei implante endoosoase poate oferi satisfacţii deosebite (fig. 9.54.b.).

• Edentaţia de canin superior-fig. 9.55.

In caz de edentaţie singulară de canin se poate alege ca soluţie de tratament restaurarea fixă cu două elemente de agregare (mezial pe incisivul lateral şi distal pe primul premolar) şi un corp de punte cu un intermediar (fig. 9.55.a.). Dacă incisivul lateral este integru şi premolarii prezintă leziuni carioase sau obturaţii, se va confecţiona o restaurare cu două elemente de agregare pe ambii premolari şi cu o extensie mezialâ (fig. 9.55.b.). Aceastâ variantă nu este unanim acceptată şi se preferâ la pacienţii cu conducere de gmp, deoarece la cei cu conducere Câtimă extensia mezială ar trebui să suporte ghidajul antero-lateral. Cea mai convenabilă rezolvare mai ales la tineri peste 18 ani, cu dinţi integri este

inserarea unm implant endoosos, rezervâ osoasâ flind de obicei suficientâ (fig. 9.55.C.). Estc de altfel soluția care se recomandă cu precădere după odontectomiile de canini incluşi (când aceştia nu pot fi redresați prin procedee ortodontico-chirurgicale). Autotransplantele cu sau farâ transfixații nu depăşesc la tmeri o longevitate de 3-4 ani.





• Edentație de incisivi centrali şi laterali superiori (clasa a IV-a Kennedy) - fîg. 9.56.

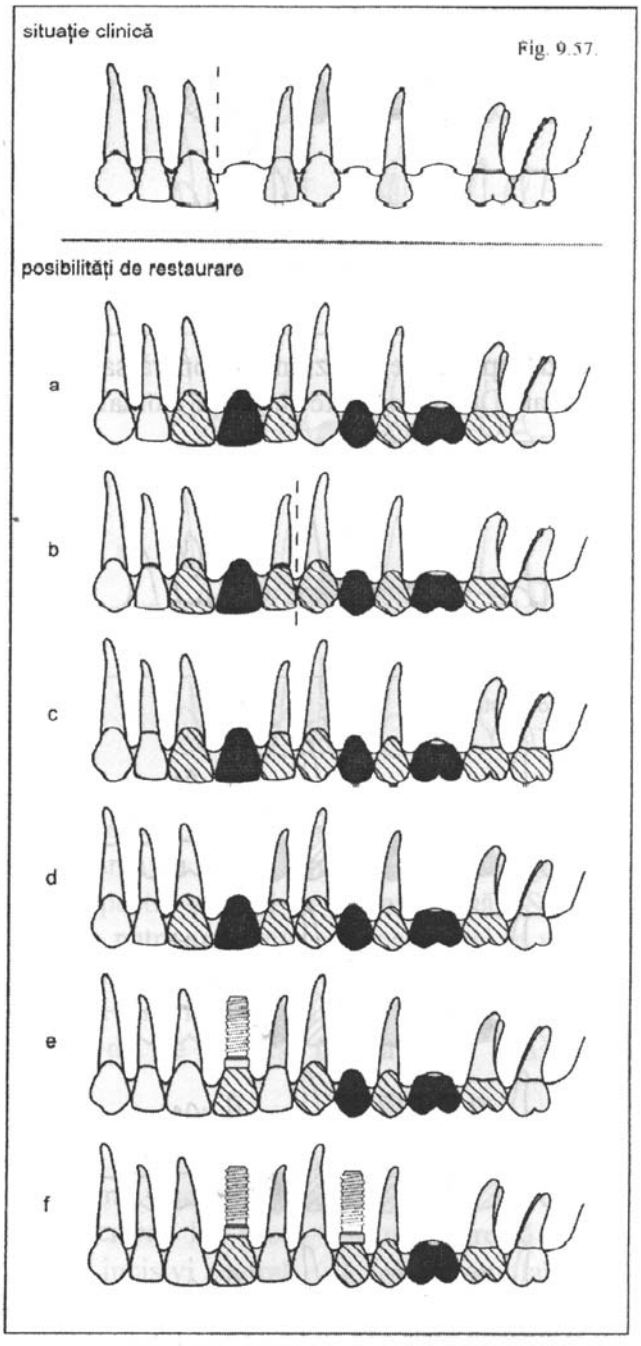
Soluția cea mai comună este restaurarea fixă cu doua elemente de agregare (pe canim) şi un corp de punte cu patru intermediari (fig. 9.56.a.). în funcție de statusul parodontal al caninilor şi de integritatea premolarilor mai există trei variante tradiționale. Două care beneficiază de suplimentarea unilaterală a câte unui stâlp dintre premolarii primi (fie cel de pe hemiarcada stângâ, fie cel de pe hemiarcada dreaptă) şi una în care restaurarea are 4 stâlpi (cei doi canini şi premolarii primi) şi un corp de punte cu patru intermediari (fig. 9.56.d.). Soluția se preferă mai ales când premolarii primi sunt afectați de carie, sau prezintă obturații mari.

Acest tip de edentație se pretează şi la o restaurare pe patru implante endoosoase, în funcție de condițiile locale, generale şi de posibilitățile materiale (fig. 9.56.d.). Ca restaurare provizorie care uneori se transformă într-o provizorie, de lungă durată, menționăm proteza mobilizabilă.

9.1.4.3. RESTAURARI FIXE FRONTO - LATERALE LA MAXILAR

Prezente destul de frecvent m practica curentă, aceste edentaţii mixte care afectează atât zona frontală. cât şi cea lateralâ meritâ să li se acorde o oarecare atenţie datorită multiplelor variante terapeutice ce ne stau azi la dispoziţic.

• **Edentaţie de incisiv central, premolar prim şi molâr prim de pe aceeaşi hemiarcadâ** (clasa 111 Kennedy cu două modifîcâri) - fig. 9.57.

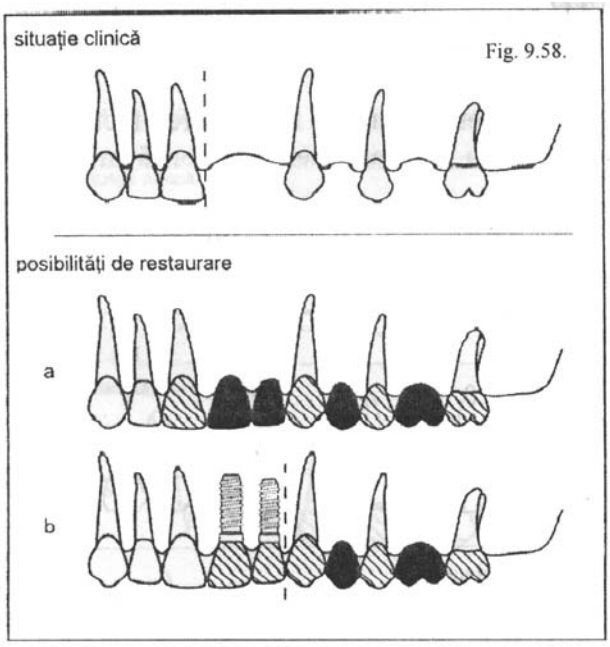


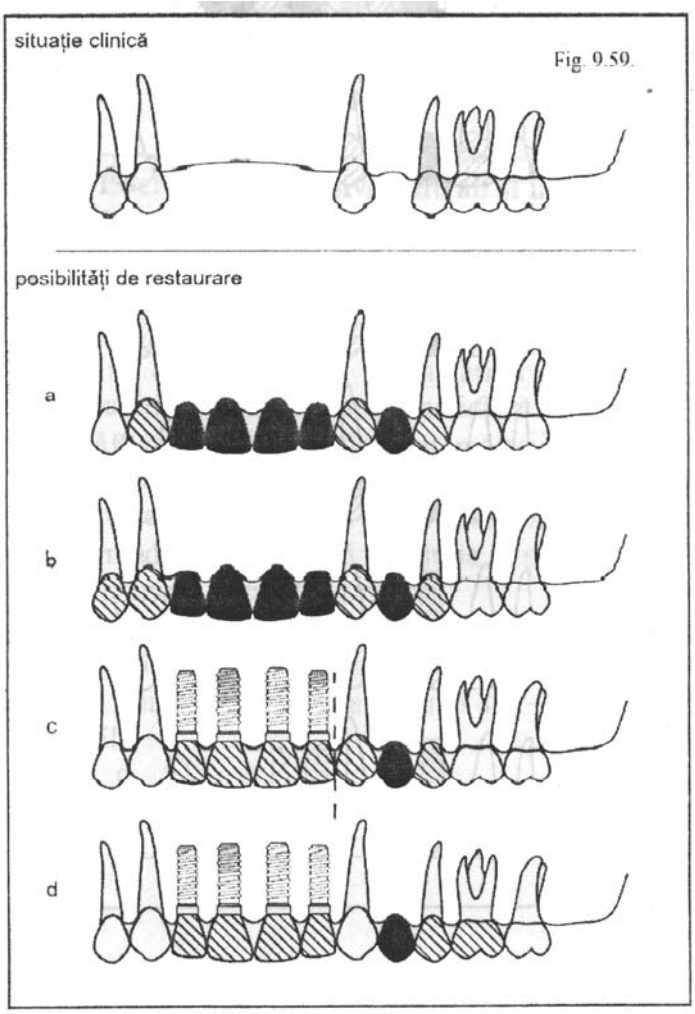
Prezenta asociere de breşe edentate pe aceeaşi hemiarcadă se pretează la mai multe rezolvări. Criteriile de departajare a soluţiilor vor impune realizarea a două restaurâri separate sau a uneia singure care sâ aibe şi rol de imobilizare a tuturor stâlpilor situaţi în planuri diferite. Atunci când **caninul este integru** şi suntem în faţa unei **protecţii caninc** (cuspid protected oclusion) se poate adopta varianta cu două restaurări separate care lagă caninul neatins (fîg. 9.57.a.). Varianta „b" constă tot din două restaurări şi trebuie luatâ m considerare când se pun probleme de paralelism a stâlpilor, fiind cunoscut faptul că o restaurare de amploare mai redusă are o precizie mai mare (fig. 9.57.b.). A treia variantă, (c) se deosebeşte de precedenta (b) doar prin prezenţa pe arcadă a molamlui de minte care este folosit drept stâlp distal suplimentar (fig. 9.57.C.). Varianta d se adoptă în situaţia unor stâlpi cu insuficienţâ parodontală, când restaurarea joacă şi rol de şină de imobilizare.

O soluţie modemâ, mult uzitată (noi o recomandăm pe baza unei experienţe semnificative) rezolvă breşa rezultată prin pierderea incisivului central printr-un implant endoosos. în această situaţie atât incisivul central de pe hemiarcada opusă, cât şi lateralul (de pe hemiarcada cu breşa edentată) integri rămân ca atare, celelalte două breşe rezolvându-se printr-o singură restaurare cu trei elemente de agregare şi două corpuri de punte cu câte un intermediar

---

2) imobilizarea dinţilor - concepţie care în ultimele decenii şi-a modificat perceptele şi uneori chiar sensul şi indicaţiile





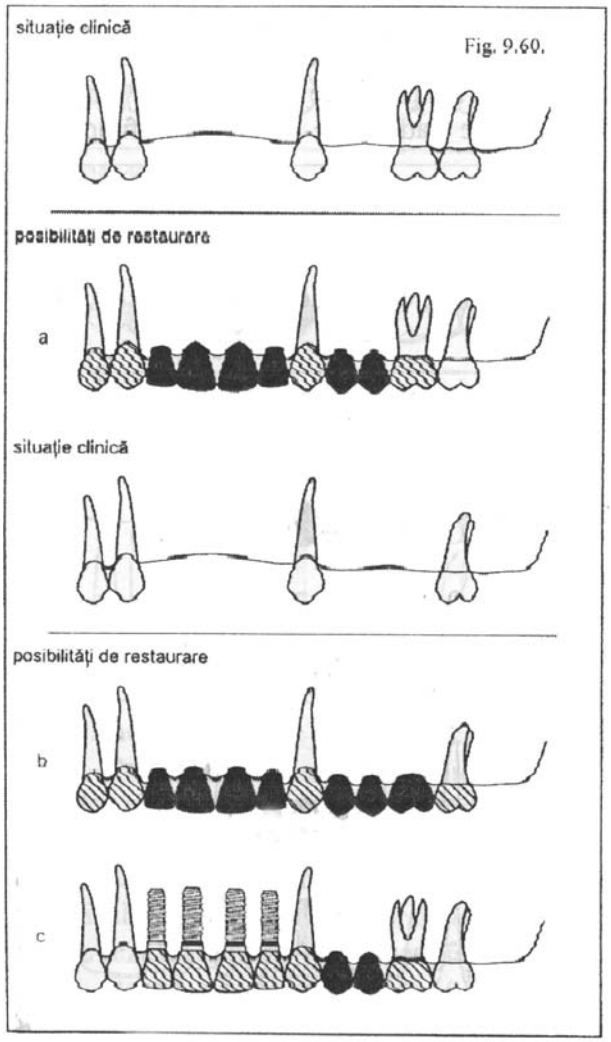
(fig. 9.57.e.). Inserarea a două implante (în breşa centralului şi a primului premolar) se face atunci când dinţii vecini breşelor sunt integri; spaţml edentat rezultat prin pierderea molarului de şase ani rezolvându—se pt'mtr—0 restaurare fixâ cu două elemente dc agregare şi un intermediar (fig. 9.57.f.). Această variantă de rezolvare ne—a dat satisfacţii deosebite la multe cazun.

• **Edentâţie de incisiv central, lateral, premolar prim şi molar prim de pe aceeaşi hemiarcadă** (clasa a III-a Kennedy cu două modificări) — fig. 9.58-

Solmia tradiţionalâ pentru aceastâ situaţie climcă este restaurarea cu patm elemente de agregare şi trei corpuri de punte cu doi, respectiv cu câte un intermediar (fig. 9.58.a.). în eventualitatea când incisivul lateral de pe hemiarcada opusă are o leziune coronară sau este nanic şi / sau distrofic, va fi utilizat ca stâlp suplimentar. Două implante în breşa frontală simplifică rezolvarea m sensul posibilităţilor mai mari de individualizare a incisivului central şi lateral, urmând ca breşele din zona de sprijin să fie rezolvate printr-o restaurare cu trei elemente de agregare şi doi intermediari (fig. 9.58.b.).

• **Edentaţia celor patru incisivi şi a premolarului prim superior** (clasa a III-a Kennedy cu o modificare) - fig. 9.59.

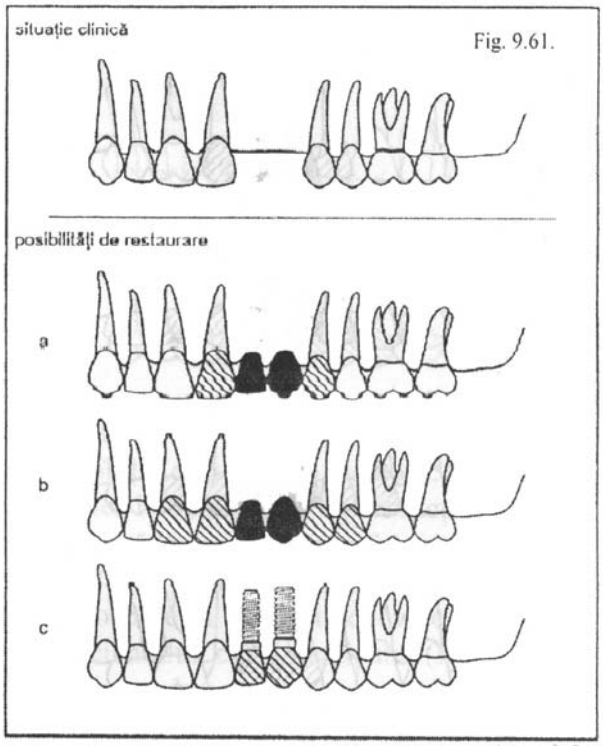
Cele două variante de restaurări protetice fixe tradiţionale pot prezenta trei, respectiv patru elemente de agregare (în funcţie de valoarea parodontală şi integritatea dinţilor stâlpi) şi două corpuri de punte unul pentru incisivii superiori şi celălalt pentru premolarul prim (fig. 9.59.a şi b.). Soluţia care prevede inserarea a patru implante între cei doi canini şi o punte cu două elemente de agregare pentru edentaţia de premolar prim este cea mai optimă şi modemâ (fig. 9.59.c.). Dorinţa de a păstra cu orice preţ o conducere canină pe hemiarcada stângâ poate lăsa canmul în afara celor două modalitâţi de restaurare (fig. 9.59.d.). în funcţie de condiţii se poate



insera un implant şi în locul primului premolar superior, permiţând astfel ca toţi dinţii limitrofi breşelor integri să rămână ca atare.

• **Edentaţie de incisivi şi premolari superiori de pe o hemiarcadă asociată sau nu cu edentaţia de molar prim** (clasa a III-a Kennedy cu o modificare) - fig. 9.60.

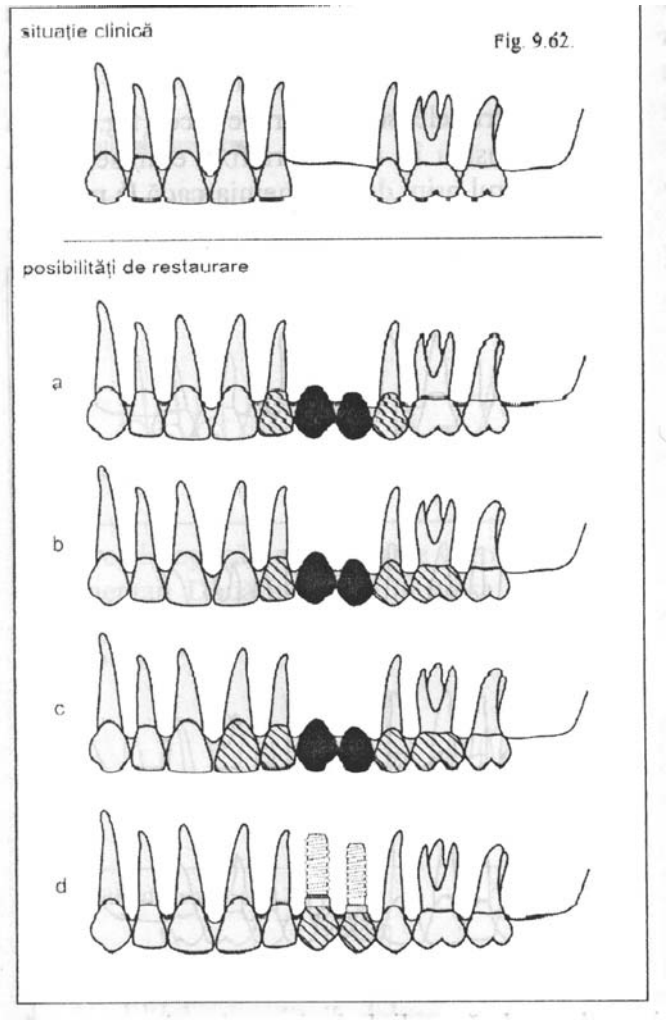
Primele soluţii terapeutice (fig. 9.60.a şi b) constau în restaurări fixe extmse, de la premolarul prim de pe o hemiarcadâ la molarul prim, respectiv al molarului secund de pe



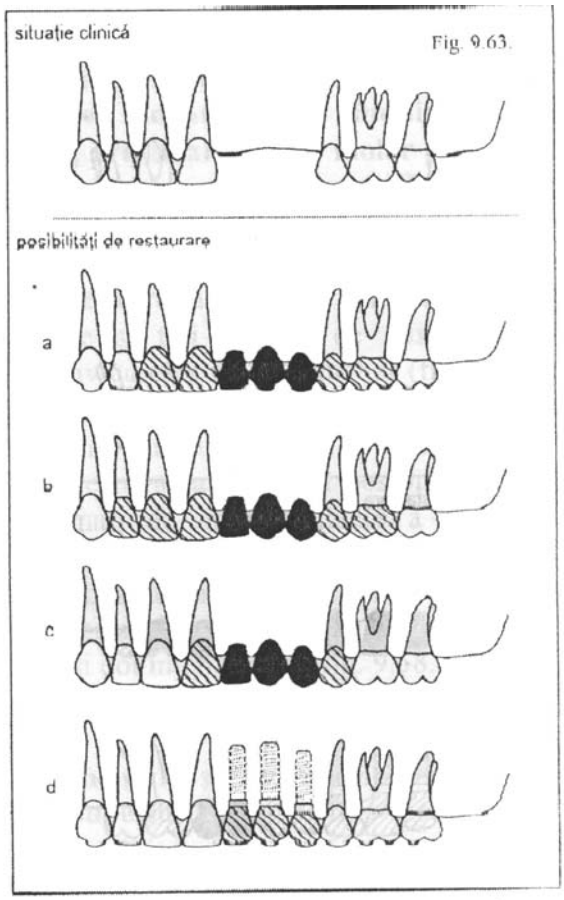
hemiarcada opusă. Aceste tipuri de restaurâri au rol stabilizator asupra dinţilor restanţi care sunt cuprinşi într-o proteză fixă extinsă. Astfel, restaurarea va avea patru elemente de agregare (pe premolarul pnm, ambii camni şi molarul prim, respectiv secund de partea opusâ). Soluţia „c^ apelează la restaurarea breşei frontale cu ajutorul a patru implante endoosoase şi la rezolvarea breşei laterale printr-o restaurare fixă cu două elemente de agregare pe canin şi molaml prim respectiv secund, cu un corp de punte cu doi, respectiv trei intremcdiari (fig. 9.60.c.).

• **Edentaţie de incisiv lateral şi canin, de pe aceeaşi hemiarcadă** (clasa a III-a Kennedy)- fig.9.61.

Soluţia comună, dar cu indicaţii restrânse, este restaurarea protetică cu două elemente de agregare (pe un central şi pe premolarul prim) şi un corp de punte cu doi intemediari (fig. 9.61.a.). Dacă creasta edentatâ prezintă o curbură mai accentuată şi pacientul are o conducere caninâ, primul gtâlp care va ceda va fi incisivul central. De aceea este mai corectă adoptarea soluţiei **„b"** cu patm elemente de agregare (cei doi incişivi centrali şi eei doi premolan) şi corp de punte cu doi mtermediari (fig. 9.61.b.). In situaţia prezenţei pe arcadâ a unor dinţi limitrofi breşei integri, a unei rezerve osoase acceptabile şi a posibilităţilor şi dormţei pacientului, inserarea a două implante endoosoase este o soluţie ideală, după douăzeci de ani. Tehnicile de RTG pot extinde indicaţia variantei „c"şi la cazuri cu rezervâ osoasă deficitară.



• **Edentație de canin şi premolar prim superior** de pe aceeaşi hemiarcadâ (clasa a III-a Kennedy) - fig. 9.62.



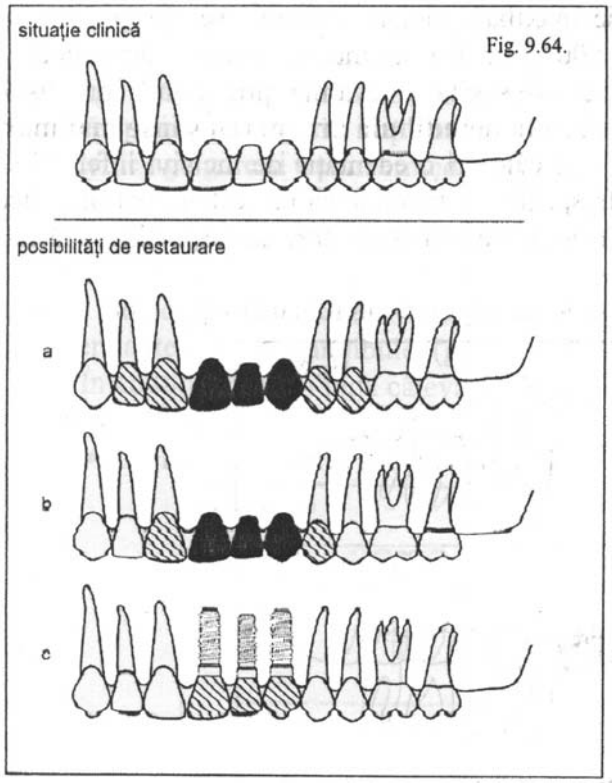
Terapia edentației de canin şi premolar prim superior este dificilă cel puțin din două motive: primul este acela câ ambii dinți (viitori stâlpi) care dclimitează breşa au suprafețe radiculare şi valoare funcțională relativ mai reduse şi al doilea că de multe ori viitoml corp de punte va realiza conducerea mandibulei (fig. 9.62.a.). De aceca soluția a trebuie privită cu rezerve, iar soluția b poate fi adoptată când morfologia radiculară şi implantarea incisivului lateral sunt favorabile (fig. 9.62.b.). Cea mai sigură soluție este varianta c (cu patru elemente de agregare) (fig. 9.62-c.) dar are dezavantajul că elementul de agregare de pe incisivul central se va învecina cu omologul său natural de pe hemiarcada opusă.

Pentru a evita acest dezavantaj este recomandabilâ folosirea pe incisivul central ales ca stâlp elemente de agregare care lasă suprafața vestibulară neatinsă: **coroane parțiale** sau **pinledge-uri** (fig. 9.62.C.).

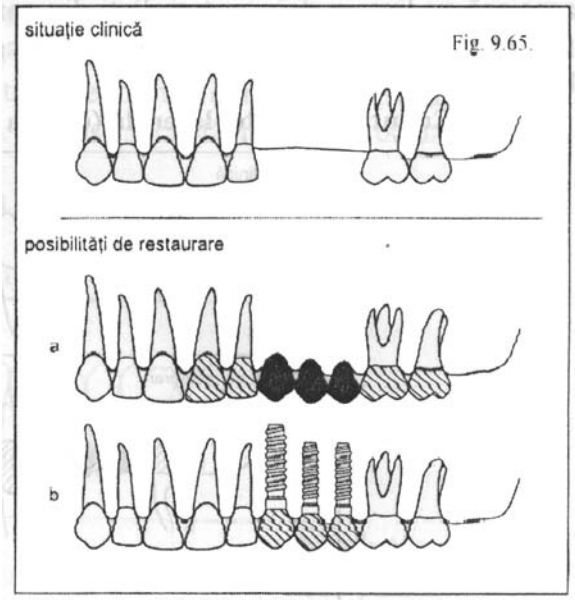
Inserarea a două implante în condiții favorabile acestui procedeu poate fi adoptatâ după 18 ani dacă dinții limitrofi breşei sunt integri, ocluzia şi rezerva osoasă favorabile.

• **Edentație de canin şi a vecinilor săi** (meziali şi/sau distali) - clasa a III-a Kennedy-fig.9.63. şi 9.64. şi 9.65.

Prezenta variantă de edentație poate fi rezolvatâ printr-o soluție tradițională: restaurare fixă cu patru elemente de agregare şi un corp de punte cu trei intermediari (fig. 9.63-a). Această soluție prezintâ o rezistență şi longevitate optimă. în situația când incisivul lateral de pe hemiarcada opusă edentației este



afectată de carie sau prezintâ obturaţii mari, restaurarea poatesă-1 cuprindă şi pe acesta (fig. 9.63.b). Nu agreâm varianta c cu toate că este descrisă în literatura de specialitate (29). Inserarea a trei implante endoosoase de stadiul 1 sau II, când condiţiile generale, locale şi materiale o permit, rezolvă accastă situaţie fără sacrifîcii de ţesuturi dure dentare.



Pentru această situaţie clinică cea mai indicată soluţie este cea din fîgura 9. 64. a. : punte cu patru elemente de agregare şi trei intermediari, mai ales la bolnavii cu hiperfuncţie musculară soluţia b nu este agreată decât m situaţii excepţionale: rădăcini cu o morfologie accentuată, implantare foarte bună, ocluzie favorabilă, eventual pe arcada antagonistă o rezolvare mobilizabilâ sau mobilâ. Inserarea a trei implante endoosoase în condiţii adecvate pentm acest gen de rezolvare poate aduce satisfacţii deosebite atât pacientului, cât şi medicului (fig. 9.64.C.).

Pentru situaţia din fig. 9.65. soluţia a se poate adopta de cele mai multe ori. Atenţie însâ la punga gingivalâ care se poate dezvolta între primul molar permanent (cu element de agregare) şi molarul permanent secund. Extinderea restaurării şi pe acesta din urmă este posibilâ dacă prezintă obturaţii mari. Soluţia mserăru a trei implante endoosoase ne poate scuti de •sacrifîcn dentarâ imitile (fig. 9.65.b.).

9.1.4.4. RESTAURĂRI FIXE LA MANDIBULĂ

Ca şi m zona de sprijin maxilară şi la mandibulă atât dinţii naturali, cât şi restaurările fixe participâ predominant la funcţia masticatorie, m procesul de triturare al alimentelor. Prin stopurik oduzak stabilizează ocluzia m **PIM.** Corpurile de pimte trebuie sâ favorizeze autocurăţirea şi igienizarea artifîcială, suprafeţele ocluzale ale restaurărilor trebuind să păstreze integritatea stopurilor ocluzale şi **DVO.** Condiţiile fizionomice trec pe un loc secundar; există totuşi unele profesii m care trebuie să se respecte estetica chiar şi m această zonă.

In principiu soluţiile de tratament prin restaurări fixe m zona de sprijin la mandibulă seamânâ cu cele de la maxilar. Trebuie totuşi să remarcăm că mandibula este un os mobil. In

cursul dinamicii mandibulare (spre deosebire de maxilar), molarii inferiori se apropie sau se îndepărtează unii de ceilalți cu aproximativ 500 |^m. De asemenea ramura orizontalâ a mandibulei parcurge mişcări de rotație în jurul unei axe sagitale, ceva mai pronunțată spre distal decât spre mezial. De aceea **o restaurare fixă extinsă la mandibulă are mereu şanse mai mari de descimentare de pe stâlpii distali.** Astfel ori de câte ori o cdcntație de incisivi inferiori se asociază cu lipsa a doi sau trei dinți din zona de sprijin, se recomandâ ca restaurarea proteticâ fixâ sâ fie confectionată din „două bucăti" sau sâ fie prevâzutâ cu rupton de fortă (fig. *9.66.0.* şi b.).

• **Edentație fronto-laterală** (clasa a in - a Kennedy cu o modificare) - fig. 9.66.

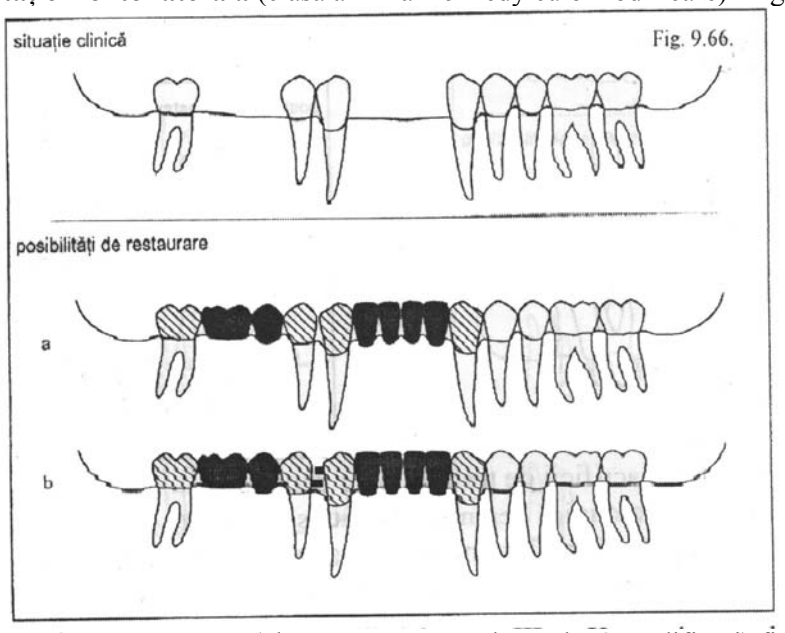


Fig. 9.66.

• **Edentație latero- fronto- laterală** (clasa a III-a Kennedy cu două modificari) fig. 9.67.

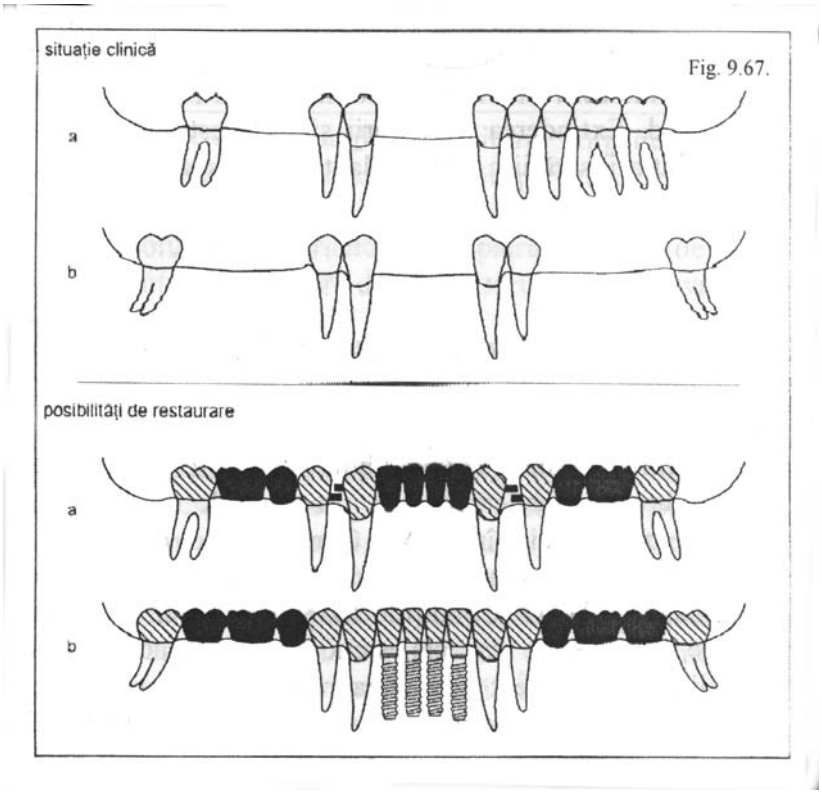


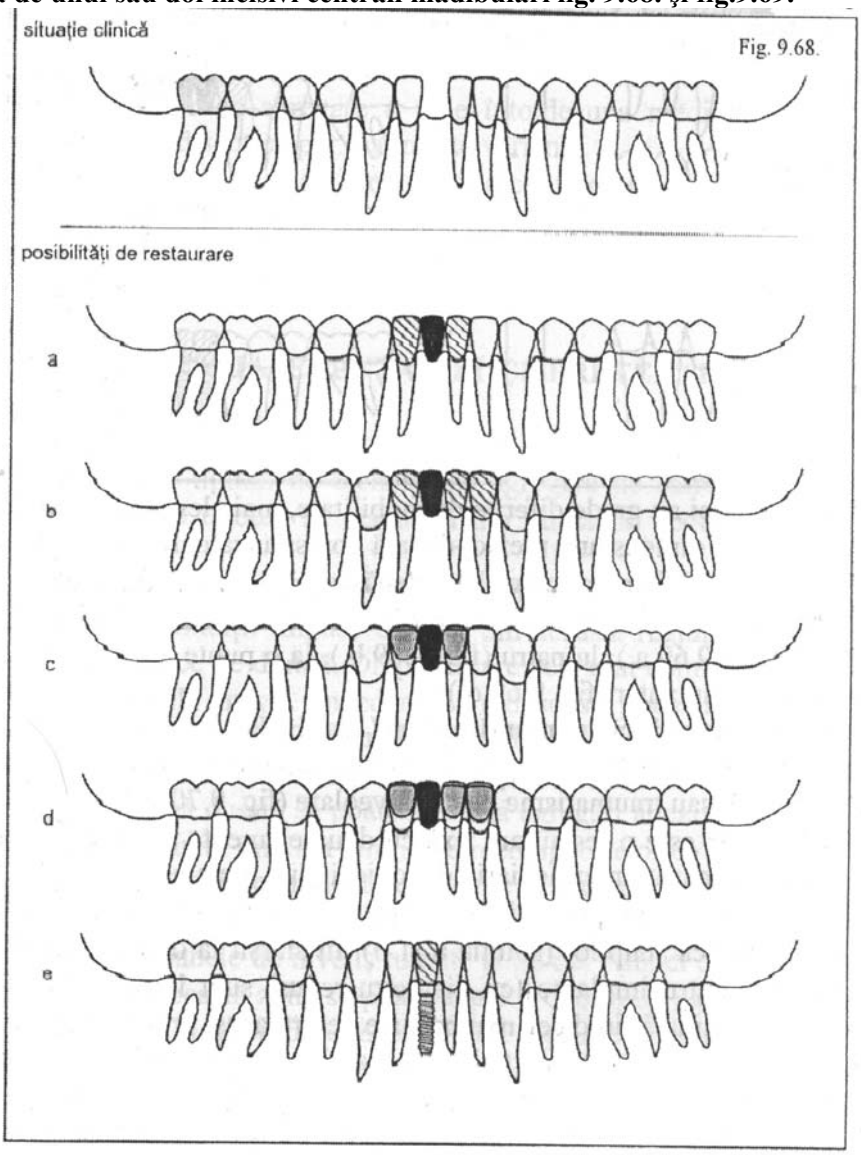
Fig. 9.67.

Concepţiile mai recente de restaurare a edentaţiilor întinse la mandibulă contraindică restaurările fixe totale (extinse). Astfel fie se confecţionează trei punţi prevăzute cu ruptori de forţe (fig. 9.67.a.), fie în zona frontalâ se inseră patru implante endoosoase şi o restaurare protetică sprijinitâ exclusiv implantar, iar m zona de sprijin se fac două restaurări cu câte trei elemente de agregare şi trei intermediari (fig. 9.67.b.).

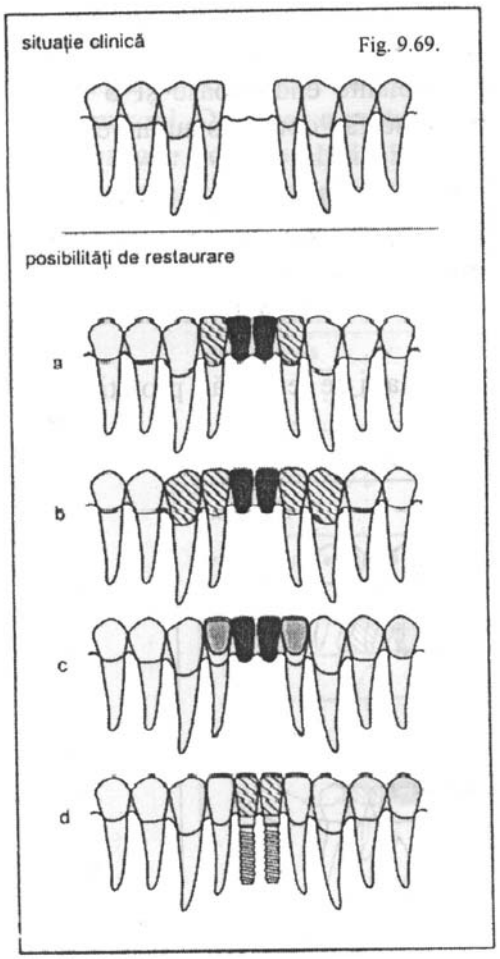
în zona frontală mandibulară dinţii sunt doar parţial vizibili, ei participând alături de frontalii superiori la formarea consoanelor. Există un procent de aproximativ 15% dintre indivizi care dezgolesc (în cursul diferitelor funcţii) m întregime frontalii inferiori. Aşadar în zona frontală mandibulară primează cerinţele fonetice^ estetice de stabilizare a ocluziei şi de conducere anterioarâ a mandibulei (ghidaj anterior).

în contmuare vom reda câteva vahânte pentru unele situaţii de restaumri protetice *m* zona frontală mandibularâ.

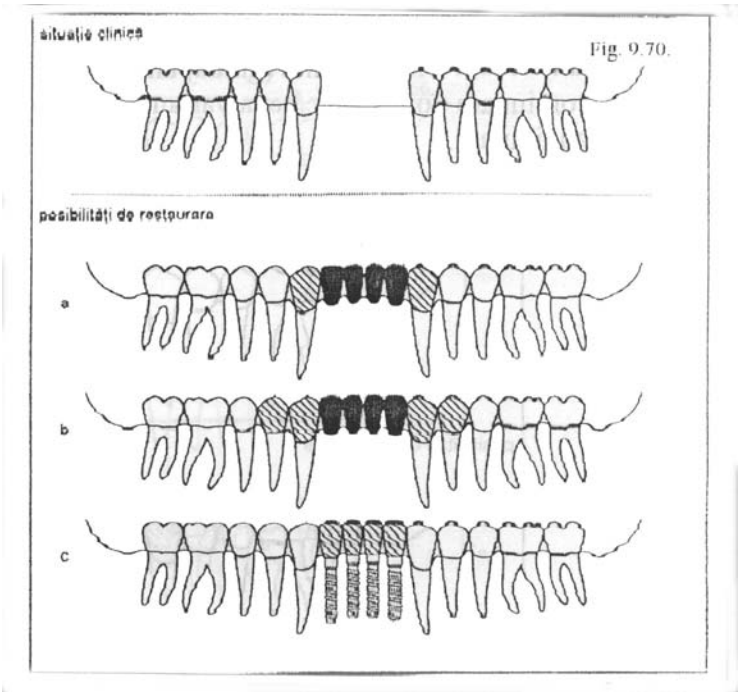
- **Edentaţia de unul sau doi incisivi centrali madibulari lîg. 9.68. şi fig.9.69.**



Edentaţia de incisiv central inferior se rezolvâ de obicei (când implantarea dinţilor limitrofi breşei este corespunzătoare) printr-o restaurare cu două elemente de agregare gen coroane de înveliş mixte şi un corp de punte cu un intermediar (fig. 9.68.a.). Poate fi adoptată şi



varianta b care nu se deosebeşte de prima decât pnn suplimentarea unui dinte stâlp. Până la aproximativ 40 ani, pentru ca resturarea sâ îndeplinească o serie de cerințe estetice (de cele mai multe ori), stâlpii necesită a fl devitalizați. în variantele **c şi d se** prezintă două tipun de restaurâri adezive care nu neccsită decât preparații peliculare, dar longevitatea lor este



discutabilâ dacă dinții stâlpi au grade diferite de mobilitate, mai alcs pentm varianta d. în situația când spațiul edentat are o dimensiune mezio-distală corespunzătoare, 5e poate încerca inserarea unui implant rădăcinâ cu un diametru care să nu d&păşcascâ 3,2 mm (fig. 9.68.e.). Brcşa cdentată rezultată prin pierderea celor doi incisivi centrali se rezolvă conform variantelor din fig. 9.69:
apelând la doi stâlpi (fig. 9.69.a.), la patru (fig. 9.69.b.), la o puntc adezivă (fig. 9.69.c) sau la o restaurare cu sprijin pur implantar (fig. 9.69.d.).

• **Edentație de patru incisivi mandibulari** (clasa a IV-a Kcnnedy)

Cei patru incisivi mandibulari pot fi adeseori pierduți mai ales prin procese de parodontopatie marginalâ sau traumatisme dento-alveolare (fig. 9.70.).

Soluția tradițională este o restauyaro fixă cu două elemente de agregare pe cei doi canini **şi** un corp de punte cu patru intennediari, de obicei din metalo-ceramicâ. Dacă premolarii prezintâ obturații mari sau caninii prezintâ un anumit grad de mobilitate (gradul 1 şi I/II VMP) se poate apela la suplimentarea stâlpilor (solutia a şi b). în sfârşit la o arcadă cu dinți integri unde condițiile de inserâre a patru implante (cu diametru redus) sunt îndeplinite, se poate apela la varianta **c,** zona interforaminală fiind cea mai propice pentru acest procedeu.

Desigur, situațiile de edentații parțiale rezolvabile prin restaurâri fixe se pretează la mult mai multe discuții şi interpretări. Ele singure ar putea face obiectul unui atlas de care ar putea beneficia mulți practicieni. Abordarea acestui subiect s-a fâcut m limita unui spațiu restrâns destinat acestui subcapitol.

9.1.5. ALEGEREA ELEMENTELOR DE AGREGARE

Elementele de agregare au un dublu rol în cadrul unei proteze parțiale fixe. Pe de-o parte ele trebuie să „acopere" prepara ția protejând pulpa dentarâ şi menajând parodonțiul marginal, pe de altă parte ele trebuie să preia forțele care se aplică atât pe ele, cât şi pe intermediarii protezei parțiale.

Numărul elementelor de agregare este dependent de numârul stâlpilor. Pe fkcare Stâlp se pot realiza elemente de agregare difcrite. Elementele de agregare, aşa după cum s-a văzut pot fi confecționate concomitent cu intermediarii (de obicei prin turnare, dar şi alte procedee) sau pot fi realizate separat, ulterior fîmd solidarizate la intermediari.

In cadrul elaborării **planului de tratament** alegerea elementelor dc agregare este un moment decisiv care poate influența atât **rezistența şi longevitatea protezei parțiale fîxe,** cât şi **estetica** de ansamblu a acestcia.

Alegerea elementelor de agregare o face întotdeauna medicul, dar pacientul poate fi consultat, mai ales când, în discuție apar mai multe variante.

Un element de agregare se poate alege ținând cont de mai mulți parametri, pe care îi vom trece succint în revistă:

9.1.5.1. TOPOGRAFIA EDENTAȚIEI ŞI PRETENȚIILE ESTETICE

Influențarea alegerii tipului de element de agregare de către topografia edentației este legatâ de exigențele la care trebuie să răspundă din punct de vedere funcțional elementul de agregare.

Astfcl, m regmnea frontalâ elemenml de agregare trebuie sâ îndeplinească pe lângă exigențele estetice şi alte condiții impuse dinților din această regiune, adică să asigure stopuri ocluzale şi ghidaje fîziologice de duratâ. Drept urmare cele mai comune elemente de agregare în această zonă sunt **coroanele mixte.** In edentații reduse se poate apela la **coroane parțiak, pinledge-uri şi chiar inlay-uri.** Coroanele de substituție au picrdut teren m detrimentul restaurârii rădăcinilor cu **DCR-un** care apoi sunt acoperite de **CM.** Desigur, la tineri, mai ales în restaurări provizorii de lungă duratâ se poate apela la agregâri adezlve. în edentațiile reduse din regiunea frontală, inserarea unui implant elimină din comperiție orice element de agregare.

In zonele laterale, protezele unidentare folosite ca elemente de agregare trebuie să asigure stopurile oduzale şi să prczinte o rezistență mecanicâ deosebitâ. Rezultâ deci că elemente de agregare preferate sunt coroanele de înveliş tumate şi mixte. Atunci când exigențele fizionomice sunt deosebite, chiar şi în această -zonă se poate apelâ la protezele parțiale fixe integral ceramice (cu maxim un intermediar), cu precădere în edentațiile de incisiv lateral, canini şi premolar. Deşi mai rar la o serie de pacienți coroanele parțiale şi incrustațiile (de preferat pmlay-unle) pot fi utilizate şi ele ca elemente de agregare, dar cu anumite rezerve şi mai ales în edentații unidentare, cel mult bidentare.

9.1.5.2. INTINDEREA BREŞEI EDENTATE

întinderea breşei edentate pune probleme nu doar în privința suportului dento-parodontal al protezei partiale fixe, ci şi în alegerea elementelor de agregare.în fapt este vorba de îndeplinirea şi de către elementele de agregare, a cerințelor principiilor blomecanice: rezistența la îndoire şi mpere, precum şi asigurarea stabilității protezelor fixe pe dinții stâlpi (prevenirea descimentârii).

în edentațiile mai întmse nu este recomandabilă folosirea pe stâlpii meziali a unor elemente de agregare de tipul coroanelor parțiale, incmstațiilor simple şi coroanelor din doua bucăți.

Pentru prevenirea descimentârii în edentațiile întinse şi cu stâlpi scurți vor fi folosite elemente de agregare care realizează o fricțiune importantă cu preparația cum sunt: coroanele de înveliş tumate cu grosime totalâ, coroane mixte şi coroane de înveliş cu elemente suplimentarc de stabilizar? (cepuri în camera pulparâ, şanțuri proximale etc.). In atingerea acestui obiectiv - augumentarea stabilității - pretinde stâlpi paraleli conform prmcipiuhli: **„cu cât stabilitatea** este **mai optimă, cu atât exigența față de paralelismul stâlpilor este mai mare".**

9.1.5.3. VALOAREA BIOMECANICĂ A DINȚILOR STALPI

a) Vitalitatca dinților stâlpi.

în principiu, dinții vitali, cu morfologie normalâ sub aspe'.-tul dimenslunii coroanei, a volumului, a poziției şi culoni, pot fi utilizați pentru oricc tip de protezâ unidentara, alegerea facându-se , în funcție de topografia şi întinderea edentației.

Ideal este ca ori de câtc on existâ posibilitatea sâ se pâstreze vitalitatea dinților stâlpi. Un dinte stâlp vital are o rezistență mecamcă spontâ şi nu prezintâ riscul aparității proceselor patologice periapicale. în acest scop pot fi preferate drept elemente de agregare (când celelalte condiții permit) **coroanele parțiale** şi **coroanele de înveliş.**

Când dinții stâlpi nu mai sunt vitali (principala caracteristicâ a acestora fiind fragilitatea lor, datoritâ deshidratării), alegerea elementelor de agregare se fa<?e diferențiat în funcție de topografia dintelui respectiv şi de starea morfologică a coroanei salfî; ;

- la dinții frontali (chiar şi la premolari) când dintele este pulpectomizat şi prezintâ pierderi mari de substanță dcntară coronarâ se recomandâ COnfecționarea de **DCR-uri** şi fblosirea ca elemente de agregare a coroanelor mixte; dacâ pierderile de substanță dentarâ coronarâ sunt importante la dinți cu gabarit coronar mic sc poate apela (ds&i mai rar) la coroane de substituție.

- la dinții laterali devitalî, dacâ pierderile de substanță sunt importante, este necesară mai întâi refacerea porțiumi coronare pnntr-o reconstituire armată, fie printr-un DCR, urmată apoi de folosirea ca elemente de agregare a **CM** sau a coroanelor de înveliş metalice.

b) Morfologia coronară. Dinții dm zona frontală cu discromii, cărora nu li se mai poate reda cromatica normală prin alte procedee, se acoperâ cu **CM** sau coroane integral ceramice. în edentațiile reduse se poate apela la Targis şi Vectris, cu rezerva păstrârii m timp a stopurilor ocluzale. Dinții cu diferite anomalii de volum (nanici, subțiri, înguşti) sau cu o morfologie normalâ, dar scurti nu oferâ retenție suficientâ pentm elementele de agregare. Drept urmare, nu sunt recomandabile rezolvâri de tipul inlay-urilor, onlay-urilor, coroanelor parțiale, ci mai

degrabă coroane tumate prevăzute cu cep intracoronar, coroane de substituţie sau eventual coroane parţiale cu crampoane. Dinţii globuloşi necesită şlefuiri importante pentru a putea fi corect deretentivizaţi. Dacă sunt de înălţime corespunzătoare, m zone laterale, se poate apela la coroane ecuatoriale.

c) Poziţia dinţilor. Destul de frecvent practicianul $? (.•onfruntă cu prezenţa pe arcadă a unor posibih viitori stâlpi m malpoziţh primare sau sccundarc. Altcori, prezenţa malpoziţiilor este manifestarea unei afectări parodontale şi a traumelor ocluzale consecutive. De cele mai multe ori la aceşti dinţi se renunţă, dar sunt situaţii când ei pot fi transfixaţi sau pot fi utilizaţi ca stâlpi după aplicarea în prealabil a unor procedee de **RTG.** Ori de câte ori pe un dinte în malpoziţie se aplică un element de agregare, trebuie să anticipăm modul de transmitere a presiunilor care de obicei nu vor mai fl receptate m axul dintelui.

Dificultăţi m alegerea elementelor de agregare, de fapt m întreg tratamentul prin proteză parţială fîxă apar în cazul incongmenţelor dento-alveolare cu înghesuirea dinţilor. In aceste cazuri dificultâţilc pnvesc atât prepararea dinţilor stâlpi, cât şi ulterior mserţia protezei fixe, mai ales când înghesuirile sunt asociate şi cu un indice mezio-disial mare al dinţilor. Tratamfcntul ortodontic preprotetic, uneori chiar extracţia urmată de repoziţionări ortodontice ale dinţilor restanţi reuşesc să amelioreze condiţiile nefavorabile oferite de dizarmoniile dento-alveolare. In astfel de cazuri suntem nevoiţi sâ practicăm amputaţii coronare şi să folosim ca elemente de agregare coroanele de substituţie cu **DCR-un** „în baionetâ" (angulate) sau să apelăm la recalibrări de spaţiu.

Migrările consecutive extracţiilor pun şi ele probleme de împărţire a spaţiului în vederea obţmerii efectului fizionomic scontat, iar în unele cazuri, mai ales în regiunea laterală, creaza dificultăţi în realizarea paralelismului dinţilor stâlpi.

Dinţii frontali cu malpozitii discrete nu necesitâ totdeauna acoperirea cu coroane de înveliş, care să modifice totodată forma şi poziţia lor, ci se poate apela la coroane parţiale, pmledge-uri sau pmlay-uri.

Dinţii frontali cu malpoziţh mai pot beneficia şi de elemente de agregare care să aibă m acelaşi timp şi rolul de corectare âl anomaliei respective. în vestibulari'zâri accentuate, de exemplu, se face amputaţia coronarâ â dintclui m cauză şi se aplică o coruană de substituţie cu ajutoml căreia se rezolvă anomalia de poziţie atât ca fizionomie, cât şi ca relaţie de ocluzie. Sunt situaţii când dintele stâlp se găseşte într-o poziţie anormală, de exemplu m angrenaj invers. Dacâ gradul de acoperire nu *QStG* mare se poate alege un elemcnt de agregare de tipul CM parţial fizionomlce. Când supraocluzia este mai mare şi 56 doreşte şi o agregare foarte bună trebuie să se opteze pentru o coroană de substituţie a cărei casetă va fi m alt ax decât pivotul radicular. De multe ori se apelează la proteze parţiale fixe m perioada de contenţie a unui tratament ortodontic. Alegerea elementelor de agregare m aceste cazuri este un moment important. Şi mai important însă cstc stabilirca nui-nârului lor, ceea ue puate influenţa apariţia recidivei.

La dinţii dm zona laterală modificârile de poziţie care produc lipsa de paralelism a stâlpilor, şlefmnlc mai importante din anumite feţe rezolvâ adeseori problema: este vorba de faţa mezialâ a stâlpului mezial şi faţa distală a stâlpului distal la dinţii maxilari şi de faţa distalâ â stâlpului mezial şi mezialâ a stâlpului distal la dinţii laterali mandibulari. (vezi cap. 8.7).

Poziţia primară sau secundară a dinţilor pe arcadă poate să creeze dificultăţi m insertia unei proteze parţiale fîxe la care s-au ales elemente de agregare coroane de substituţie. Când canalele sunt divergente, se poate compensa acest incovenient pe seama rezistenţei râdâcimi, lârgindu-se uşor pereţii distali ai canalelor radiculare.

în cazul canalelor convergente se realizeazâ DCR—uri angulate, care se cimentează individual. Situaţia comportâ anumite riscuri biomecanice.

9.1.5.4. PARODONȚIUL MARGINAL ŞI PROFUND

Pentru a evita declanşarea sau agravarea inflamațiilor parodonțiului marginal, se recomandă coroanele partiale cu prag, coroanele tumate cu prag şi incmstațiile,mai ales atunci când se constată leziuni parodontale incipiente, deorece terminația cervicală a unei proteze unidentare, m contact cu parodonțiul marginal, poate să contribuie la întreținerea şi agravarea microiritațiilor generate de aceasta. în general, elementele de agregare cu terminație subgingivală pretind o deosebită atenție, la adaptarea axială şi transversală la nivelul coletului unde aceasta trebuie să fie optimă.

9.1.5.5. TENDINȚA LA CARIE

Din datele culese la interogatoriul pacientului referitoare la etiolgia pierderii dinților ca şi din examenul clinic, se poate stabili dacă la nivelul dinților stâlpi există o tendință la carie (carii multiple, obturații multiple, carii secundarc, complicații pulpare sub obturații etc.).

Nu se recomandâ folosirea unor elemente de agregare care acopcià doar parțial coroana, cum sunt coroanele paniale (onlay), incrustațiile (inlay), deoarece toate prote^ele unidentare care lasă descoperită limita smalț-protezâ favorizează condițiile apariției cariei secundare.

Igienizarea riguroasă întreținută m permanență de pacient şi controalele periodice efectuate de stomatolog, trebuie să stea la baza măsurilor de prevenție a leziunilor carioase legate de prezența protezelor unidentars,

9.1.5.6. VÂRSTA, SEXUL, PROFESIA, STAREA GENERALĂ A PACIENTULUI

Vârsta pacientului influențează şi ea alegerea elementelor de agregare: la persoanele tinere, deşi pretențiile m privința fizionomiei sunt astâzi tot mai mari, preparațiile pentm realizarca unor proteze parțiale fîxe estetice sunt mai dificil de realizat datorită volumului camerelor pulpare. Astfel, prepararea puțurilor parapulpare saii chiar a pragurilor cervicale suni riscante, existând pericolul lezării organului pulpaf. La pacienții în vârstă, se pot face preparații cu mai multâ siguranță, pentm cele mai sofisticate tipuri de elemente de agregare-

Sexul poate influența alegerea elementelor de agregare. între cele două sexe există diferențe; solicitârile masticatorii fiind mult mai mari la bârbați (mai ales la cei cu hiperfuncție musculară). In schimb exigențele estetice predominâ la femei; frecvența bmxomaniei la bărbați fiind net superioarâ.

Profesia. Dacă în unele profesii fizionomia are un rol esențial, impunând alegerea elementelor de agregare numai pe baza acestui criteriu, m alte profesiuni solicitârile față de alegerea elementelor de agregare depăşesc solicitările obişnuite, de unde şi necesitatea unei atenții sporite m obținerea agregării şi rezistenței mecanice.

Starea generală. în afară de faptul că o serie de stări patologice generale au răsunet şi la nivel dento-parodontal (acidoza diabetică, osteoporoza, tetania etc.) legătura dintre starea

generală a organismului şi alegerea elementelor de agregare trebuie înțeleasâ în sens de influențare reciprocă:

- astfel, la cardiaci sau bolnavi pulmonari cronici se vor evita elementele de agregare care necesită prepararea dinților stâlpi în şedințe lungi, obositoare;
- la pacienții care fac *cr'w* comițiale va trebui să ne oricntăm către elementele de agregare cu o agregare bună pe dinții stâlpi şi sâ realizam o rezistență mecanică optimâ;
- se vor evita elementele de agregare care pretind preparații de foarte mare precizie la parkinsonieni;
- elementele de agregare care necesitâ devitalizarea dinților stâlpi nu punt indicate la pacienții diagnosticați cu infeoțu de focar în antecedente;
- trebuiesc evitate preparațiile subgingivale la pacienții cu tendință mare de sângerare (diabetici, insuficiențe hepatice, discrazii sangvine, pacienți sub terapie anticoagulantâ).

9.1.5.7. CONDIȚIILE TEHNICO - MATERIALE

Toate critenile de alegere ale elementelor de agregare descrise mai sus trebuiesc coroborate întotdeauna cu posibilitâțile profesionale ale echipei şi condițiile tehnico-materiale:

- cunoştințele şi îndemânarea medicului;
- priceperea şi conştiinciozitatea tehnicianului dentar;
- dotarea corespunzâtoare cu instumentar şi aparatură a cabinetului şi laboratomlui de tehnică dentară.

9.1.6. RESTAURĂRI FIXE DIN ELEMENTE SEPARATE VERSUS RESTAURĂRI FIXE TURNATE DINTR-0 BUCATĂ

Dezvoltarea procedeelor şi instalațiilor de tumare, a aliajelor dentare, a facut posibilâ dezvoltarea unor tehnologii de precizie. După aproape un secol de tehnologie m care intermediarii se SOlidârizau la elementele de agregare prin lipire sau sudură a fost posibilâ lansarea tumârii unor restaurări protetke fîxe dintr-o bucată monobloc. Inițial protezele dintr-o bucatâ au fost realizate doar din aliaje nobile, pentru ca la ora actuală o gamă largă de aliaje să se preteze la această tehnologie.

în „graba" care domină specialitatea noastră, rnai ales m ultimele decenii restaurările protetice fixe monobloc au câştigat mult teren din mai multe motive:

- scurtarea numâmlui dc ctape clmico-tehnice;
- consum mai redus de materiale;
- preț de cost mai redus şi eficiență crescută a echipei medic-tehnician. Aşadar la prima vedere restaurările lipite sau sudate ar trebui date la o parte, sau cel puțin situate pe locul secund în ordinea preferințelor. Lucrurile nu stau chiar aşa. în cele ce urmează

vom căuta sâ punem în balanţâ cele două categorii de restaurâri, asfel încât practicianul sâ fie informat corect şi să poată alege soluţia tehnologicâ cea mai adecvată pentm un anumit caz.

Problema care trebuie să ne domine raţionamentul în alegerea unei soluţii este **PRECIZIA** de realizare a restaurârii.

• Protezele partiale fixe turtate „dintr-o singurâ bucatâ" exclud cel puţin o fazâ clinicâ importantă dm tehnologia restaurânlor fixe: **verificarea adaptării elementelor de agregare pe câmpul protetic.** Punţile lipite ne oferâ posibilitatea verificării adaptârii preciziei de execuţie a elementelor de agregare pe câmpul protetic, precum şi poziţia lor exactâ în amprentă. Putem de asemenea verifica închiderea marginală proximală a coroanelor de înveliş precum şi rapoartele acestorâ cu papilele interdentare. **Aceastâ verificare nu se poate face la restaurârile turnate „dintr-o singură bucatâ".**

Atunci când un element de agregare nu se adaptează corect sau prezintă alte defecţiuni, el se poate reface în cazul restaurârilor lipite (sau sudate) fârâ să fie necesară refacerea întregii restaurâri ca şi în cazul pieselor protetice tumate dintr-o singurâ bucatâ (monobloc).

Supra^mprenta luatâ peste elementele de agregare adaptate pe bonturile preparate, vizualizează raporturile marginilor coroanelor de înveliş cu parodonţiul marginal şi papilele interdentare (fig. 9.71.).

Atunci când coroanele de înveliş pâtmnd mai mult m şanţul gingival, la nevoie acest inconvenient se poate remedia sau coroana respectivâ se poate reface.

De cele mai multe ori tehnologiile modeme de realizare a unei restaurări turnate „dintr-o singură bucatâ" reclamă confecţionarea unui **model cu bonturi mobile** Acest tip d9 model este mai cronofag şi în cursul operaţiunii de secţionare, papilele interdentare (reproducerea pozitivă a acestora) sunt lezate, adeseori chiar distmse în totalitate (fig. 9.72.)

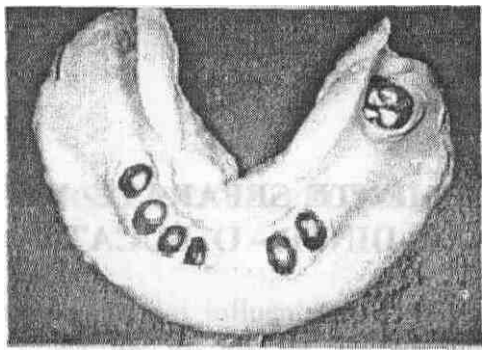


Fig. 9.71. Supraamprentarea elementelor de agregare adaptate pe bonturi permite urmărirea poziţiei elementelor de agregare şi raporturile tsrminaţiilor lor cervicale cu parudonţiul marginal.

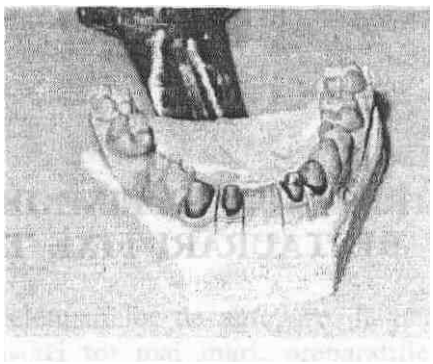


Fig. 9.72 Secţionarea bonturilor de pe acest model deiTloriStreaza elocvent posibilitatea de lezare a papilelor şi spaţiilor interdentare (când acestea sunt ri'duse)

Chiar daca se utilizează cele mai bune pimiri simple riscăm ca bonturile mobile sâ prezinte o uşoarâ mobilitate, fapt ce poate fi prevenit doar prin utilizarea **pinurilor cu teacă dublă** (mult mai scumpe). Motivele amintlte mai sus (cu precâdere când elementele de agregare se situează unul lângă altul) fac ca protecţia papilei să nu se poată asigura întotdeauna la punţile monobloc, pe modele cu bonturi secţionate.

V Această sursă de erori poate fi prevenitâ prin confecţionarea a două modele: **iniţial** şi **de lucwca** şi prin realizarea **modelului duplicat.**

După tumarea supraamprentei (cu elemente de agregare pe bonturi), modelul de lucru redâ câmpul protetic cu papilele interdentare şi breşele integre (fig. 9.73.), asfel încât pe parcursul solidarizârii elementelor de agregare cu intermediarii, viitorul relief al ambrazurii care găzduieşte papilele este asigurat.

La restaurările tumate „dintr-o bucată" m cursul verificării adaptării scheletului metalic pe câmp sau al restaurârii finale, dacă unul din elementele de agregare, de exemplu o coroană, este scurtă, ne va fi foarte greu să aflăm dacă coroana în cauză $ste într—adevăr scurtâ sau puntea nu s-a adaptat corect pe bonturi (nu s-a înfundat complet). Aceeaşi dilemă pentru practician poate apare când restaurarea „înalţâ" pe un anumit segment. Este greu de stabilit dacâ ocluzia este înălţată într-adevăr sau rcstaurarea **„nu este la locul ei^** pe fiecare bont. Astfel, adeseori ne confmntâm cu situaţia câ o eroare minimă prezentă la un element de agregare care s-ar fi putut corecta în cursul adoptârii soluţiei restaurârilor din două sau mai multe bucăţi, ne obligă să refacem întreaga piesâ prot^tică dacâ am adoptat varianta tumării dintr-o bucatâ.

Un alt dezavantaj care poate apare m cursul tehnologiei de laborator al restaurârilor dmtr-o bucată este acela că la cele extinse, segmentul din apropierea peretelui extem al chiuvetei nu va avea niciodatâ o expansiune similară cu aceea din centml tiparului. Acestâ diferenţă stă la originea multor defecte (deformări) ce apar m cursul verificării adaptării restaurărilor obţinute prin această tehnologie.

în tehnologia restaurărilor protetice realizate „dinir-o bucatâ", exactitatea şi precizia este afectată într-o oarecare măsură (chiar beneficimd de cele mai performante aliaje) de contracţia aliajelor în enrsul topim-tumârii acestora. La rcstaurărilc dc amplitudine redusâ fenomenul nu este atât de evident . în schimb la restaurările fîxe extinse şi /sau totale care au şi un important rol de stabilizare, contracţia aliajului poate fi atât de serioasă încât să pericliteze uneori inserarea restaurării pe câmpul protetic.

Fig. 9,73 Modei obtinut prin turnarea supraamprentei elementelor de agregare pe câmpul protetic evidenţiază relieful corect al spaţiilor interdentare şi papilelor.

Un alt dezavantaj al reataurărilor dintr-o bucatâ este câ, m cursul tehnologiei acestora trebuie să renunţăm la avantajele pe care m le oferă **modelul obţinut prin tehnica galvanizării.** Cu această tehnică, dată treptat uitârii m multe ţări (iar la noi aproape necunoscută) se poate beneficia de un model cu bonturi mai rezistente la uzura decât cu oricare din cele obţinute cu gipsuri extradure.

Dar să vedem foarte pe scurt cc li sc întâmplâ **restaurărilor din două sau mai multe bucăţi? „Călcâiul lui Achile"** al acestor restaurâri este zona unde se solidarizează elementele de agregare la mtermediarii corpurilor de punte. Sudura aliajelor cu conţinut ridicat de metal(e) nobil(e) nu ridică probleme deosebite. **Tehnica de sudură** (fără lot) **sau lipirea cu loturi care au o compoziţie asemănătoare cu a aliajelor nobile** din care se confecţionează restaurarea, mai exact locurile de sulidarizare, **nu reprezintă zona cu o valoare redusâ, de minimă rezistenţă şi cu un marcat potenţial de coroziune.**

Altfel stă situaţia în cazul utilizării aliajelor nenobile (Ni-Cr, Co-Cr etc. cu excepţia titanului). în acest caz compoziţia lotului este total diferită de cea a aliajului din care se elaborează restaurarea. Locul de solidarizare al elementelor ce compun proteza devine o **zonă cu valoare redusă** atât ca rezistenţâ, cât şi ca **potenţial coroziv-** La acest nivel apar aproaps constant reacţii electiv-chimice cu o simptomatologie subiectivă şi obiectivă consecutivâ. Orice practician cu experienţă trebuie să recunoascâ, că m practica sa a dcscoperit cu ocazia ablaţiilor, restaurărilor din mai multe bucăţi, „lipituri" desprinse care nu mai funcţionau de mult şi de care pacientul nu ştia nimic. Aceste arii sunt colorate şi adeseori pacienţii semnalează gustul tipic de „cocleală".

De aceea noi considerăm că în cadrul **restaurărilor protetice fixe din aliaje nenobile, turnarea dintr-o bucată reprezintă un mare avantaj, care dispare însă la cele realizate din aliaje cu conținut crescut şi mediu de metale nobile** (unde tehnologia tumării dintr-o bucată are mai multe dezavantaje decât avantaje).

în concluzie opțiunea pentru unul din proccdcc trebuie facută cu discernământ, în funcție de materialele din care se realizează restaurânle protetice fixe, calitatea şi dotarea laboratorului de tehnică dentară şi nu în ultimul rând de particularitățile câmpului protetic.

0 echipă bună (medic-tehnician) şi rodată va avea eşecuri mai puține decât o echipă de începători.

9.1.7. TIPURI DE RESTAURARI PROTETICE FIXE.

Restaurările protetice fixe-RPF-(Fixed partial denture-FPD®) cunoscute în trecut şi sub numele de punți dentare (bridge, Briicke) restabilesc integritatea morfologică şi funcțională a arcadelor dentare întrerupte de breşe reduse, intercalate, întinse şi multiple.

Restaurările protetice fixe prezintă următoarele caracteristici:

1. sunt proteze parțiale rigidc , nedeformabile cu o rezistență remarcabilă la îndoire, rupere şi uzură;
2. realizarea lor incumbă colaborarea medicului cu laboratoml de tehnică dentară, de aceea ele fac parte din restaurările protetice realizate prin **tehnici mdirecte;**
3. transmit presiunile masticatorii de la nivelul suprafețelor lor ocluzale prin intermediul dinților stâlpi (dento-parodontal) osulm alveolar;
4. volwnul lor este mai mic sau cel puțin egal cu cel al dinnlor naturali;
5. designul SUprafețelor lor axiale şi ocluzale ca şi axele lor de mserție corespund de cele mai multe ori cu cele ale dinților pe care se sprijină şi /sau îi înlocuiesc;
6. swit fixate la dmții stâlpi prin **cimentare, lipire, înşurubare** (cele demontabile), sau doar prin fricțiune (culisare, telescopare etc. cele moblhzablle), ceea ce l6 COîlferâ 0 stabilitate remarcabilâ în timp.

9.1.7.1. CLASIFICARE

Restaurările protetice fixe se pot clasifica pe baza mai multor criterii:

a) După topografia zonei în care sunt inserate:

RPF la maxilar şi/sau la mandibulâ

- RPF frontale (înlocuiesc dinții lipsâ din zona frontalâ)
- **RPF laterale** (înlocuiesc dinții lipsâ din zona de sprijin la maxilar sau mandibulâ)

Fixed partial dentures-FPD- vezi G P T- 7/1999

• **RPF extinse fronto-laterale**

b) După relația cu dinții stâlpi:

• **RPF intercalate** (susținute la ambele extremități ale breşei edentate de dinți stâlpi).

• **RPF cu extensie** (el?mentul sau elementele de agregare sunt situatc doar la o extremitate a breşei edentate, intermediarul situat m consolă închide breșa.

• **RPF continuă** (cuprinde mai multe breşe, unind dinții stâlpi naturali sau implantari între ei, până la solidarizarea lor pe o arcadă când poartă numele de **PRF totală).**

c) După modul de fixare:

• **RPF fixate** (prin cimentare, lipire, înşumbare)

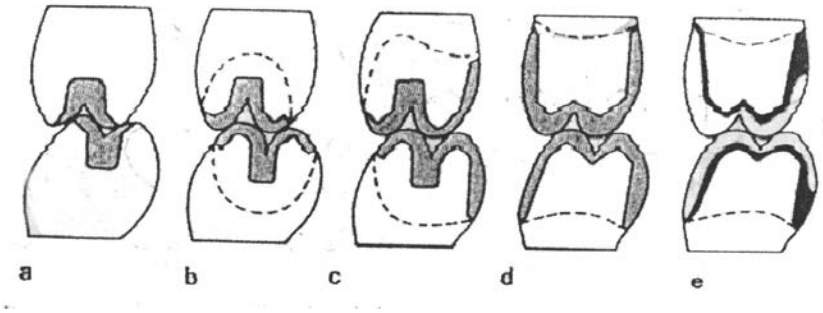
• **RPF demontabile** (fixate prin înşumbare, pot fi îndepărtate doar de către medic şi/sau de ajutoarele sale)

• **RPF mobilizabile** (pot fi îndepărtate de pe câmp de către pacient pentru a fi igienizate)

d) După tipul elementelor de agregare

• **RPF cu elemente de agregare - coroane** 1 .coroane de înveliş: - metalice
— integral ceramice
- mixte (CMMC şi CMMP)

2. coroane degetar
3. coroane de substituție
4.coroane partiale cu şanțun (onlay-uri *Vi, ^A,* 4/5; 7/9)
5. incmstații - intratisulare (inlay şi pinlay-uri) - intra-extratisulare
6. elemente de agregare proprii restaurărilor protetice adezive (metalice sau integral ceramice)



Fig, 9,74 Diferite tipuri de elemente de agregare utilizate în cadrul regtaurărilc'f protstiGe fixe; a— inlay: b — onlay; c— coroana parțiaia; d coroană de înveliş (metalică sau integral ceramică); e.— coroane mixte(23)

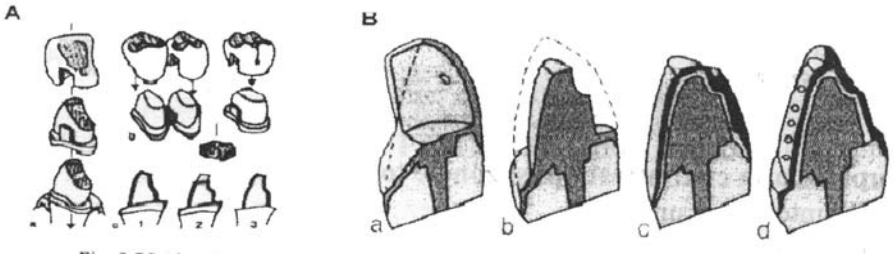


Fig. 9.75 Alte elemente de agregare folosite în cadrul restaurărilor protetice fixe (23):

(A) — coroana degetar (B) — diferite tipuri de coroane de substituție : a şi b coroane tip Richmond; c — DCR care poate fi acoperit cu orice tip de coroană de înveliş; d — DCR peste care a fo5t fixată o CMMP

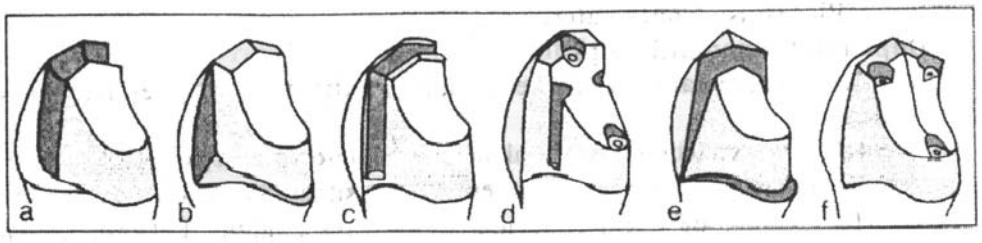


Fig. 9.76 Preparații istorice pentru diferite coroane partiale: a — coroană parțială după Brekhus; b — coroana cu pinteni a liii Vest; c — coroana lui Carmichacl: d — coroana partiala preconizatâ de Rank; 6 — coroana Vest-B^r'lhu5; *f*— coroana parțiala cu pinuri (pinledge)

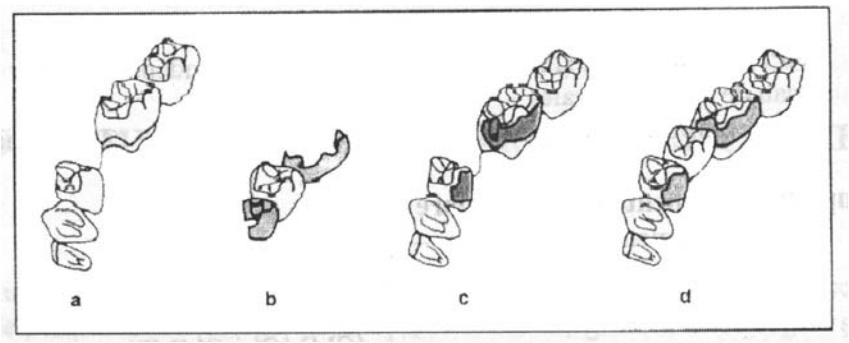


Fig. 9 77 Elemenle de agregare ale unei restaurâri protetice adezive: a - edentație unidentară în zona premolarâ; b - restaurarea adezivă confecționată, e - suprafîțe oral? preparat? p?li<;ular şi două puțuri proximale; d - restaurare adezivâ fixatâ pe câmp cu un ciment diacrilic

e) După raportul intermediarilor restaurârii cu creasta edentată (fig. 9.78. şi 9.79.)

- **RPF** cu intermcdian în contact cu creasta
- RFF **cu mtermediari la distanță de creastâ**

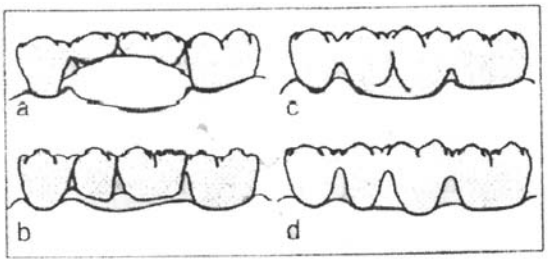


Fig. 0.7X Cele două posibilități de dispunere a intermediarilor restaurărilor fixe tață de creasta edentatâ a breşei: a - la distanța de creasta (suspendata); h - la distanțâ inadecvatâ de crestâ w?ft ce permite retenție de placă; c - cu contact pe creastă, dar conformat necorespunzător din punct de vedere al întreținerii igienei; d - cu contact liniar şi ambrazuri care permit o igienă

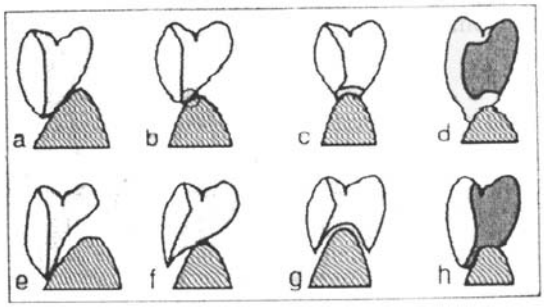


Fig. 9.79 Sec(iuni prin Intcrmediani unor rcstaurân concepute corect (a-d) şi incorect (e-h): a- tangențial;b - punctiform; c - liniar metalo-polimeric; d - metalo-ceramic corect; e- tangențial incorect cn nişe de retenție oralâ^ f- tangențial cu nişe de retenție vestibulara; g - în şea (incorect); h — metalo—ceramie incoreet (23)

f) După relația cu dinții stâlpi şi zonele topografice (fig. 9. 80)

- RPF **intercalatâ unilateral**
- RPF **intercalată bilateral**
- RPF **mtercalatâ frontalâ**
- RPF **intercalată latero-frontală**
- RPF **continuă (totală) latero-fronto-lateralâ**

• **RPF** intercalate latero-fronto-laterale
• **RPF** mobilizabilă latero-fronto-laterală combinată cu o şea liberă extinsă distal
•**RPF** punte continuâ totală cu agregare mixtă (dento-implantară) în care elementele de agregare marcate cu săgeți se sprijină pe implante. între cele două genuri de spriJin există un ruptor de fbrtă.

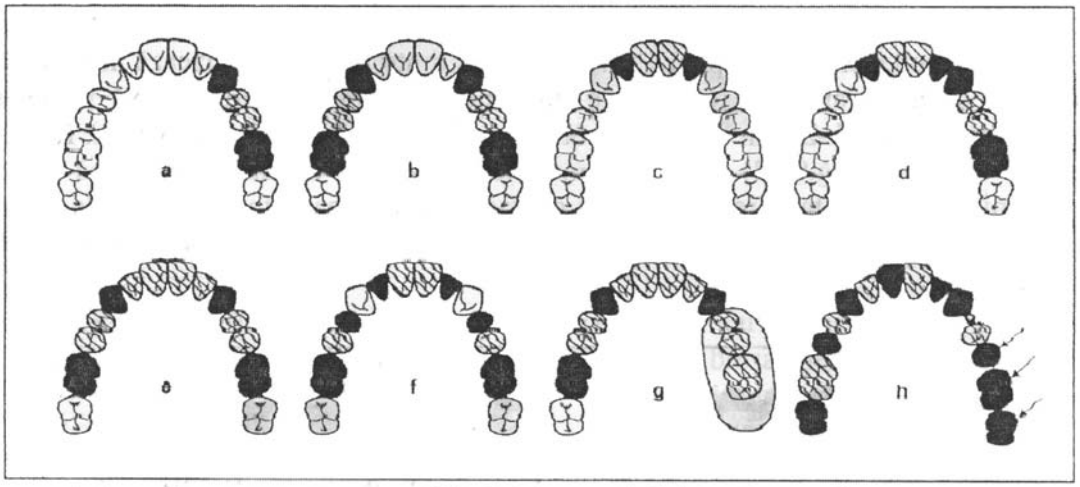


Fig. 9.80. Clasificarea RPF după relația cu dinții stâlpi şi zonele topografice

g) Dupâ modalitatea tehnologiei scheletului

RPF masive

RPF scheletizatâ sau armată **h) După modalitatea sprijinului (fîg. 9.81.)**

RPF cu sprijin pe dinți stâlpi naturali

RPF cu sprijin pe dinți stâlpi artificiali (implante)

RPF cu sprijin mixt (dento-implantar)

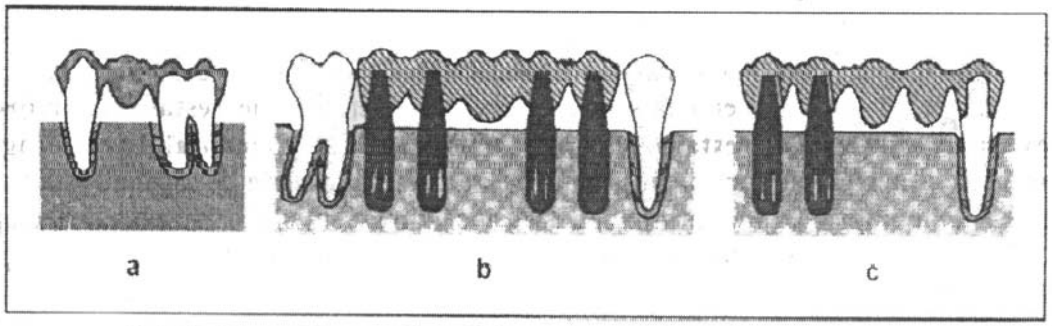


Fig.9. 81. Cele trei posibilitați de sprijin ale RPF: a- sprijin pe dinți naturali; b - sprijin exclusiv implantar; c - sprijin mixt (dento-implantar)

9.1.7.2. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE COMUNE

Restaurările protetice fixe sunt proteze parțiale cu sprijin pur dento-parodontal a câror existență şi longevitate depinde de calitatea implantării stâlpului, de integritatea bontului (substrat biologic sau infrastructura), cât şi de alegerea celor mai potrivite elemente de agregare şi intermediari (proteza propriu zisă).

O restaurare corectă realizează o legătură durabilă între **substratul biologic** şi **proteză,** între cele două componente realizându-se un echilibm, o interacţiune vizibilă de-a lungul timpului prin **influenţa elementului artificial (a protezei) asupra substratului biologic care trebuie sâ fie neînsemnată.** Dar nu întotdeauna reuşim să atingem acest deziderat, componentele iatrogene m protezarea fixă pot apare m **sfera ocluzală, a parodonţiului marginal** şi la nivelul **mucoasei crestei edentate.**

Protezele parţiale fîxe prezintă o varietate impresionantă, clasificarea lor făcându-se în funcţie de mai multe criterii (cap. 3.1.6.1.). Fiecare dintre ele se realizează într-un anumit context clinic şi are o anumită longevitate. în general o protezâ parţială fixă poate avea o longevitate maximă de 15-25 am faţâ de o protezâ parţialâ mobilizabilâ de S-10 ani. Restaurările parţiale fixe comune (fîg.9.82) refac continuitatea arcadelor dcntarc, împiedică basculareа dinţilor vecini breşei edentate, refac ariile de contact şi dispersează forţele ocluzale, protejează parodonţiul marginal şi creasta alveolară, împiedicând extruzia şi /sau egresia dinţilor antagonişti.

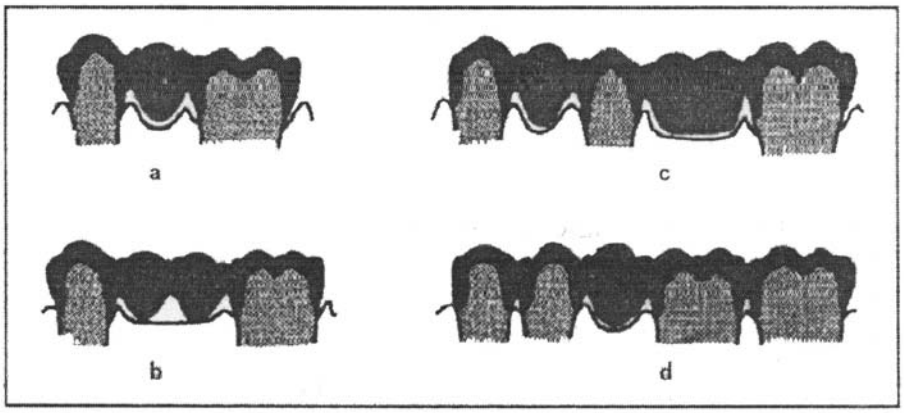


Fig.9.82. Proteze parţiale fixe comune : a— cu douâ elemente de agregare 51 un intermediar; b — cu douâ elemente de agregare şi doi intermediari, c — cu trei elcmente de agregare ţi doi intermediari alternativi; d — cu patru clcmcntc de agrcgarc (doua mezial şi doua distal) ţi un intermediar (cu rol de stabilizare).

în continuare, în afara **restaurăriloi* protetice fîYe comune,** care domină ca frecvenţâ practica protezelor dentare vom enunţa succint câteva caracteristici ale **restaurărilor protetice fixe cu extensie, cele totale, rcstaurările fixe mobilizabile şi demontabile, cele agregate adeziv, pre(;um şi acelea cu sprijin implantar,** care prezintă o serie de particularităţi clinice, biomecanice şi tehnologice importante de cunoscut încă din cursul elaborării planului terapeutic. Nu Yom omite să amintim **atitudinea de expectativă** din cursul protezării edentaţiilor parţiale printr-o terapie fixă.

9.1.7.3. RESTAURÂRI PROTETICE FIXE CU EXTENSIE (CANTILEVER FIXED PARTIAL DENTURE)

Restaurările protetice fixe cu extensie, cunoscute m trecut şi sub numele de **punţi cu extensie** sunt proteze a căror elemente de agregare sunt situate de o singură parte a intermediarilor (ori mezial ori distal). Acest tip de restaurări admis de către unii şi contestat de câtre alţi autori se practică totuşi în anumite situaţii clinice particulare (edentaţie de incisiv

lateral, de premolar prim superior etc.) cu sprijin pe dinți stâlpi naturali sau implantari, fiind destul de răspândit în practică.

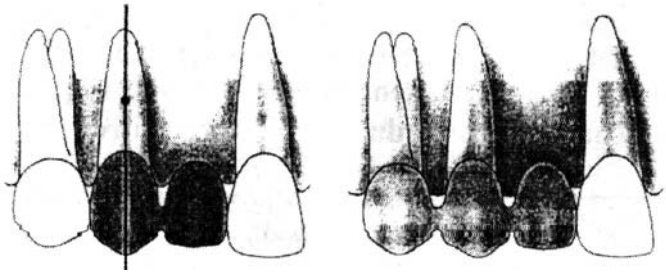


Fig. 9.83 Restaurări protetice cu extensie mezialâ: a— pe un dinte stâlp — apare un efect negativ de pârghie care poate genera basculareа şi mobilizarea stâlpului; b— pe doi stâlpi cu rezuitate mai bune, adicâ extensia are întindere niai iTlică decât sprijinul.

Desigur m istoria stomatologiei sunt descrise şi RPF cu extensii care nu respectă nici un principiu biomecanic, Un astfel de exemplu este acela când breşa edentatâ este situată la distanță de elementele de agregare, **extensia „sărind" peste mai mulți dinți - spring cantilever**
design(fîg. 9.84.)

La acest tip de restaurări se contramdică efectuarea protezelor din clemente separate, deoarece zonele de lipire cu loturi reprezintă puncte slabe de rezistență. Erhardson (1980) a calculat că la protezele fixe cu extensie, **suprafețele de lipire** trebuie să aibă o **înălțime de trei ori mai mare,** pentru a avea o rezistență la fractură egala cu aceea a restaurârilor fixe cu sprijin la ambele capete.

Nyman şi Lindhe (1979) au raportat rezultatele lor pe termen lung cu privire la restaurârile fixe cu extensie, ancorate pe stâlpi cu deficit parodontal (resorbție osoasâ ^ 50%) după un prealabil tratament parodcmtal, Rata de eşec s-a situat la doar 8%. în timpul controalelor regulate pe o durată de 5-8 ani nu au fost evidențiate fenomene de resorbție osoasă suplimentară după fixarea protezelor şi nici accentuarea pungilor gingivale (32).

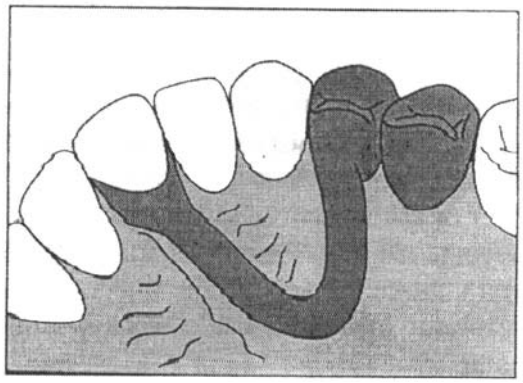


Fig. 9.84. Extensia situată la distanță de elementele de agregare (spring cantilever design).

Randow şi colab. (36) au demonstrat câ restaurările cu extensii care beneficiază de sprijin pe douâ elemente de agregare prezintă o ratâ de eşecuri mai micâ decât cele cu spnjin pe un singur stâlp.

Tntr-o investigație pe 61 pacienți cu parodonțiu sănătos, cârora li s-au realizat cu 4-8 ani înainte, 80 de restaurări cu extensii (fixate la 154 de dinți stâlpi), Landolt şi Lang (1998) au stabilit că eşecurile de ordin tehnologic predomină fârâ drept de apel pe cele de ordin biologic.

Karlsson(19) a examinat comporatmentul unui lot de 140 restaurări fixe după 14 ani. Rata de eşecuri la cele cu extensii este de 33,33% față de 11,5% în cazul restaurânlor convenționale pe doi sau trei stâlpi. Bergenholtz şi Nyman (32) ajung la concluzia câ dinții stâlpi ai restaurârilor cu extensii necesită de patru—cinci ori mai multe tratamente endodontice decât punțile cu ekmente de agregare la ambele capete ale breşei.

Intr-un studiu mai recent (1993), Palmquist şi Schwartz, examinând diferite restaurări protetice fix<3 după 18-23 ani de la fixarea acestora, nu remarcă diferențe mari de longevitate şi defecte între punțile convenționale şi cele cu extensie.

Din datele de literatură cunoscute de noi reiese că cel puțin, prin prisma succesului pe temien lung, restaurările cu extensii constituie o **alternativă demnă de luat în considerare.** Restaurările protetice fixe cu extensii retrăiesc a doua tinerețe m cadrul proteticii - implantologice. Se ştie câ unui edentat total la mandibulâ i se pot insera 6-8 implante în zona interforaminalâ şi uneori distal de aceasta, pe care se poate confectiona o suprastructură cu câte o extensie distală. **Niciodată lun^imvu extensiei distale într-o restaurare protetică fîxâ pe implante nu trebuie însă să depăşească dublul distanței dintre implantele situate anterior de acesta. (Fig. 9.85)**

0 restaurare fixă cu extensie agregată pe mai multe implante se poate realiza m cazul unui sistem rigid de stâlpi, fiind necesară o precizie de laborator deosebitâ. Agregarea pasivă fără tensiuni a suprastructurii are o importanță deosebită pentru solicitarea uniformâ atât a implantelor, cât şi a restaurării. 0 adaptare precarâ a suprastructurii poate duce atât la eşecuri biologice, cât şi tehnice. Eşecul tehnic se traduce printr-o suprasolkitarc a şuruburilor ocluzale şi a scheletului m general. în aceste situații se poate ajunge la fracturarea şuruburilor stâlpului şi/sau a scheletului. Dacă apare un joc la nivelul şuruburilor de agregare, prin mişcări de basculare scheletul suprastructurii va suprasolicita implantul rigid, până la fractura acestuia.

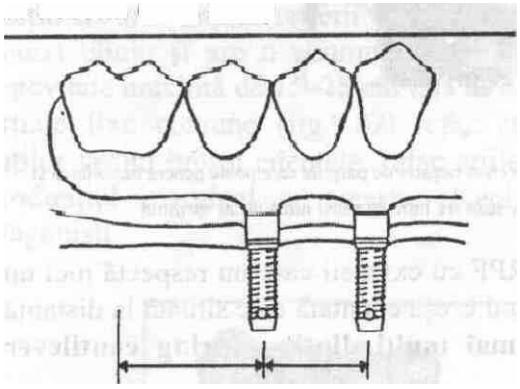


Fig. 9.85. Suprastructurâ fixă cu extensie distalâ sprijinita pc implantc dcntarc (schemâ).

Verificarea adaptârii pasive a suprastmcturii pe model se face prin strângerea completă a şurubului ocluzal situat cel mai distal. Dacă suprastructura este corect adaptată şi pasivizata, atunci ea va rămâne m aceeaşi poziție şi pe partea contralaterală unde nu s-a aplicat şurubul de fîxare. Dacă scheletul se va ridica de pe model pe partea opusă, înseamnă că adaptarea s-a facut sub tensiune, aceasta trebuind eliminată prin secționarea şi solidarizarea ultenoară a suprastructurii.

în cazul realizării unor proteze fixe cu extensie, de întindere mare, agregate pe implante se recomandă transferarea situației endoorale pe modelul de lucru prin intermediul unui sistem de amprentare care va pemite integrarea m amprentă atât a dispozitivului de transfer, pe stâlpul implantului înşurubat, cât şi fixarea prin înşumbare a implantului analog în dispozitivul de transfer.

9.1.7.4. RESTAURÂRI PROTETICE FIXE TOTALE

Restaurările protetice fixe totale fac parte dm categoria protezelor parțiak fixe extinse, Ele restaurează în totalitate o arcadă dentară care de obicei prezintă o edentație de clasa a III-a Kennedy cu modificări.

Restaurârile protetice fixe totale se realizează de obicei în două situații clinice:

a) **m scop exclusiv protetic** când pe arcadă sunt prezenți minimum 4-6 dinți naturali cu o dispoziție topograficâ favorabilă (în diferitre planuri) şi cu o implantare bună, asfel încât să poată suporta sarcinile acceptate de întreg ansamblul restaurârii (fig. 9.85.). Exemplul clasic de dispunere topografică idealâ a unui număr minim de dinți la maxilar este prezența caninilor şi a

molarilor permanenți primi sau secunzi superiori. Desigur că prezența oricârui stâlp natural suplimentar este binevemtâ.

0 remarcă specială pentru restaurările fixe totale la mandibulă care sunt contraindicate în ultima vreme datorită particularităților osului mandibular şi a elasticității sale, ce predispune la descimentarea elementelor de agregare distale ale unei restaurări totale la acest nivel.

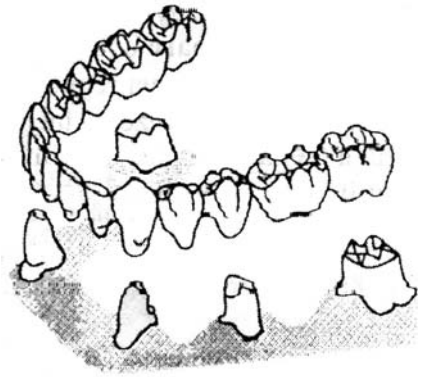


Fig. 9.86. Restaurare protetică fixă pe unnumăr minim de patru – cinci dinți(schemă)

b) **m scop protetic şi de imobilizare,** când pe arcadă există mai mulți dinți, dar concomitent şi breşe edentate. Restaurările protetice fîxe totale utilizate în acest scop fac parte din **mijloacele fixe permanente de imobilizare** şi reprezintâ una din **etapele finale importante ale tratamentului complex al parodontitelor marginale.**

Acest gen de restaurâri fixe totale trebuie sâ îndeplmeascâ o serie de condiții dintre care amintim:

- terminațiile cervicale ale elementelor de agregare trebuie plasate de obicei supragingival (cu excepția zonei frontale

- conturarea fețelor axiale trebuie facută asfel încât Să nu traum Sâ **nu** permită acumularea de placă;

- mtermediarii vor realiza **cu creasta im contact** punctifo se contactul m suprafață;

- ambrazurile cervicale trebuie să permită o igienizare corectâ, fiind de obicei mai accentuate;

- relieful ocluzal va corespunde antagoniştilor, restaurarea nu va realiza contacte premature sau interferente.

In concluzie, aceste restaurări nu vor favoriza retențiile de placă sau alimentare şi nu vor COntribui la iritarea parodonțiului marginal, de obicei refacut dupâ o terapie chirurgicală.

Restaurările fixe totale se pot confecționa atât din elemente separate, cât şi dintr-o bucatâ, avantajele şi dezavantajele celor două modalitâți de protezare fiind descrise m cap. 9.15.

Desigur că, în practica restaurărilor fixe totale se poate utiliza şi sprijinul mixt (dento-implantar). Acesta însă trebuie realizat cu mare discemământ doar de practicieni versați şi cu o bogată experință m practica agregârilor mixte unde m multe situațn trebuie utilizați ruptori de forte.

Atunci **când o edentație totală se restaurează protetîc printr-o proteză parțială lixă sprijinită pe implante,** dispunerea stâlpilor artificiali şi particularitățile de elaborare ale suprastructurii se fac după anumite reguli.

La mandibula edentată, de exemplu, **zona cea mai sigură de inserare a implantelor este cea interforaminală,** Aici putem insera **6-8 implante,** pe care se poate ulterior realiza o restaurare fixă cu extensii distale. Nicidecum nu vom putea sprijini o **proteză fîxâ totală** pe patru implante dispuse topografic întocmai ca dinții stâlpi naturali.

latrogenhle depistate m practica curentă îmbracă uneori un caracter dramatic. La cazul m discuție există cel puțin patm erori (fig. 9.87. a şi b):

Prima eroare a fost consfînțită de amplasarea a patru implante intraosoase (două de stadiul 1 şi două de stadiul II) în zone neadecvate (ştiindu-se faptul că m edentația totală la mandibulă zona indicată este cea interforaminalâ). Practicianul neinstruit şi fară cunoştiințe elementare de implantologie orală a inserat implantele m zone caracteristice pentru stâlpii naturali, fiindcă aşa a învățat în perioada de formare la protetica tradițională.

A doua eroare este reprezentatâ de numărul mic de stâlpi implantari fațâ de număml intermediarilor (cunoscut fiind faptul, câ fiecămi dinte lipsâ trebuie să-i corespundă cel puțin un implant, cu unele excepții).

A treia eroare este utilizarea (în confecționarea suprastructurii) unui aliaj (bronz de aluminiu) şi a unui matenal inadecvat de placare (acrilat cu polimerizare liniarâ) pe două implante dm titan şi pe alte două dmtr-un aliaj de titan; stopurile ocluzale fiind din acrilat.

A patra eroare constă în conceperea şi execuția restaurării protetice (a suprastmcturii), fară respectarea nici unei reguli de eticâ profesională. Această rezolvare nefericită poate câ nu ar fi trebuit inserată în prczcnta lucrare, dar am considerat util să o prezentâm m scop de atenționare pentru a evita alte sufermțe umane provocate semenilor noştri de mediei care-şi depăşesc atribuțiile şi competențele.

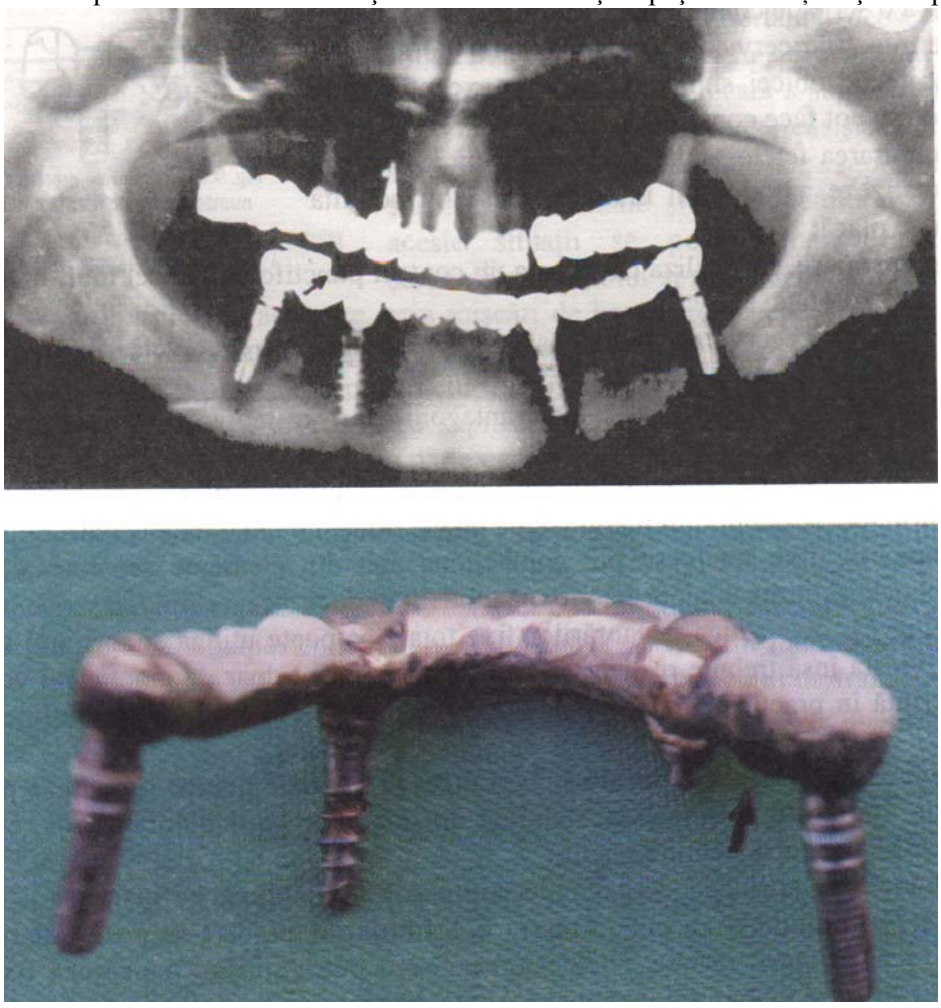


Fig. 9.87. Edentație de clasa a III-a Kcnnedy maxilarâtratată prin doua restaurari protetice fixe şi edentație totalâ mandibiilara rczolvaia prinir-o restaurare protetică fixâ, sprijinită pe patru implante rădăcinâ (două de stadiul 1 şi două de stadiul II). Implantele din titan suporta o suprastructlirâ lurnata dintr-o singura bncaia dintr-un bronz dc aluminiu (Gaudent) placat cu acrilat. Deniveliirea planului *de* ocluzie şi erori în conceperaa rcstaurarii au dus la fraciura colului unui implant, La nivelul suprastructurii se pot observa fenomene dc coroziune accentuata.

Restaurările protetice fixe totale se pot realiza din orice aliaje dentare destinate coroanelor şi punților (nobile şi nenobile), putând fi placate atât cu materiale compozite, cât şi cu mase ceramice. Ele pot fi executate şi din titan şi sau aliajele sale. De obicei când acest tip de restaurări se realizează pe stâlpi naturali ele pot fi fixate provizoriu (adeseori fiind chiar indicat

acest procedeu). **La suprastructurile protetice totale cu sprijin pur implantar** de cele mai multe ori **fixarea provizorie este contraindicată.**

9.1.7.5. RESTAURÂRI PROTETICE FIXE MOBILIZABILE ŞI DEMONTABILE

Frotezele parţile fîxe mobilizabile şi demontabile sunt restaurăn protetice care Se fixează la dinţii stâlpi naturali sau artifkiah prin alte mijloace decât cimentarea sau lipirea.

Acest gen de restaurări se realizează mult mai rar în practică decât protezele fixe comune (obişnuite), în situaţii clinice deosebite condiţionate de particularitâţile câmpului protetic, dotarea tehnico-materială a laboratorului de tehnică dentarâ, eapacitatea profşşionalâ şi experienţa medicului şi tehnicianului.

Aşa după cum le spune şi numele, ele se agregă pe stâlpi prin diferite sisteme care permit îndepărtarea lor de pe câmpul protetic, fie de către pacienţi **(restaurări fixe mobilizabile),** fie doar *de* către medicul stomatolog **(restaurări fîxe demontabile).**

Protezele fixe mobilizabile şi demontabil **păstrează aproape toate caracteristicile protezelor fîxe comune:** volum egal sau mai mic decât al dinţilor naturali un anumit grad de fixitate în cursul desfaşurării fimţiilor ADM, transmit forţele masticatorii osului prin mecanism dento-parodontal şi niciodatâ prin intermediul muco-periostului ca şi protezele mobilizabile. In timp ce protezele parţiale fixe comune sunt fixate la dinţii stâlpi de pe care nu pot fi îndepârtate decât pnn sectionarea elementelor de agregare, cele mobilizabile şi demontabile pot fi dezinserate de către pacient şi/sau medic din anumite raţiuni.

Cunscute în trecut şi sub numele de **punţi mobile (Fixed mobile bridge)** ele se pot întreţine din punct de vedere igienic mult mai eficient decât cele fixate la dinţii stâlpi, după cum, în cazul apariţiei unor defecţiuni (fisuri, fracturi/sau resorbţii ale crestelor alveolare), ele pot fi reoptimizate (reparate).

Imobilitatea lor m cursul diferitelor funcţii este acceptabilâ faţâ de protezele mobilizabile, deoarece stâlpii sunt rigizi faţă de suportul muco-osos al protezelor mobilizabile.

Tehnologia acestui gen de proteze este mai pretenţioasă, uneori necesită elemente deagregare de înaltă precizie; de foarte multe ori menţinerea vitalitâţii pulpare a dinţilor stâlpi este discutabilâ.

Indicaţiile restaurărilor protetice fixe mobilizabile şi demontabile sunt mai limitate decât ale punţilor fixate prin cimentare sau lipire. De aceea mai ales în literatura noastrâ de specialitate ele au fost gmpate m categoria aşa ziselor **„punţi speciale"** sau **„excepţionale".** In general restaurările protetice fixe mobilizabile şi demontabile se indică m următoarele situaţii:

" simaţii clinice m care este necesarâ supravegherea şi terapia penodicâ sau stadială a" unor zone de mucoasă subiacente mtermediarilor care prezintă leucoplazii, lichen pian etc.;

" câmpuri protetice cu pierderi mari de substanţă (de obicei osoasă) clasa II şi III Siebert care nu pot fi rezolvate prin procedee de augmentare;

" câmpuri protetice rezultate după rezecţii importante de ţesuturi/ m combinaţie cu proteze chimrgicale (epiteze), pe stâlpi naturali sau implantari;

• lipsa accentuată de paralelism a unor dinţi stâlpi valoroşi;

" m situaţii de spaţiu protetic diminuat când posibilităţile de igienizare lasă de dorit;

" m protetica implantologică, foarte des, cu rezultate excelente.

A) Restaurări protetice fîxe mobilizabile

în protetica tradiţională **RPF** mobilizabile sunt alcâtuite din două componente:

a) unul **primar,** agregat la stâlpul natural şi

b) celălalt **secundar,** mobilizabil, solidarizat (turnat împreunâ sau lipit) la intermediari (corpul de punte)

Elementele secundare şi intermediarii pot fî elaboraţi conform tehnologiilor elementelor de agregare şi intermedianlor **RPF** comune (cimentate sau lipite).

Datoritâ posibilitâţii de mobilizare a restaurării de pe stâlpi şi a igienizârii ei în afara cavităţii bucale, intermediarii pot fi modelati m şea, cu precâdere la pacienţi de diferite profesii cum ar fi: actori., cântâreţi, suflâtori, unde în loc de o restaware proteticâ parţialâ mobilizabilă este de persferat o **RPF** mobilizabilâ.

Intermediarii pot fi solidarizaţi la dinţii stâlpi prin mai multe sisteme: **telescopic, al coroanelor de substituţie, culisare, incrustaţie în incrustaţie, croşete divizate (puntea cu croşete).**

Sistemul telescopic

Slstemul telescopic a fost precomzat dc Peeso şi ulterior dezvoltat de către Goslee, Hämpl, Reichbom-Kjennemid, Rehm şi Bottger.

Utilizat extensiv în protezele parţiale mobilizabile şi supraprotezarea totâlâ pe implante este folosit mai rar m protezarea fixă. Cunoscut şi sub numele de **double crown technique** sistemul tdescnpic cnnstă dintr—0 capă care se adaptează cât mai exact pe bont pe care se fîxează (prin cimentare sau lipire). Peste ea se realizează o **coroană de înveliş turnată** care culisează pe capă şi este solidarizată (prin lipire sau tumare dintr-o bucată) la intermediarii restaurării (fig. 9.88.). Coroana dc înveliş tumată restabileşte morfologia dentarâ şi are un relief ocluzal adecvat,

Sistemul telescopic poate fi utilizat în cadrul **R.P.F.** mobilizabile m diferite ipostaze clinice: de la protezarea unor breşe cu stâlpi lipsiţi de paralelism (fig. 9.88.a,b,c,d.) la edemaţii însoţite de lipsă de substanţâ a crestelor precum şi m tehnologiile protezelor chirurgicale. Pe lângâ fricţiune, retenţia coroanei la capâ poate fi îmbunâtâţită prin diferite artificii care se fac, deoarece m timp, coroanele pierd din etanşeitate, având teiyiinţa să se despnndâ (fig. 9.88.g.l). Bizoul capei pătmnde m şanţul gingival, pe când marginea cervicală a coroanei tumate suprapuse nu va depăşi niciodată festonul gingival. .

Există o telescopare cilmdrică şi una conică (fig. 9.88.g.2,3,4.).

Sistemul coroanelor de substituţie

Dacă coroanele dentare nu mai existâ (datorită leziunilor coronare extinse m profunzime şi suprafaţă) sau trebuie secţionate din diferite raţiuni, în canalul radicular (tratat şi pregătlt corespunzător în prealabil) se fixează prin cimentare un dispozitiv radicular cu teacă, m care culisează un pivot prevâzut sau nu cu o capă care se solidarizează la intermediari.

Mobilizarca rcstaurărilor cste posibilă prin culisarea pivotului m teaca dispozitivului radicular, Dispoziţivul primar poate fi prevâzut cu o capă care pâtmnde conform amprentei în şanţul gingival. Pivotul secundar poate avea şi el o capâ ce culisează şi ea la rândul ei pe capa primară. Uneori pentru a creşte fricţiunea, pivotul poate prezenta diferite sisteme de şanţuri sau despicâturi care cresc retentivitatea celor două componente. Sistemul coroanelor de substituţie se poate combina cu coroanele telescopate din cadrul aceleiaşi restaurări (fig. 9.88.b.).

Sisteme de culisare

Adeseori doar intermediarii imei **RPF** pot fi mobilizaţi, elementele de agregare rămânând fixate la stâlpi. Sistemul de glisare al intermediarilor se realizează de obicei prin culise care pot fi extra sau intracoronare, de semiprecizie (confecţionate m laborator) sau de mare precizie, realizate industrial. La elementul de agregare poate fi fixată **matricea,** iar **patricea** la intermediari, dar şi varianta inversâ este posibilă.

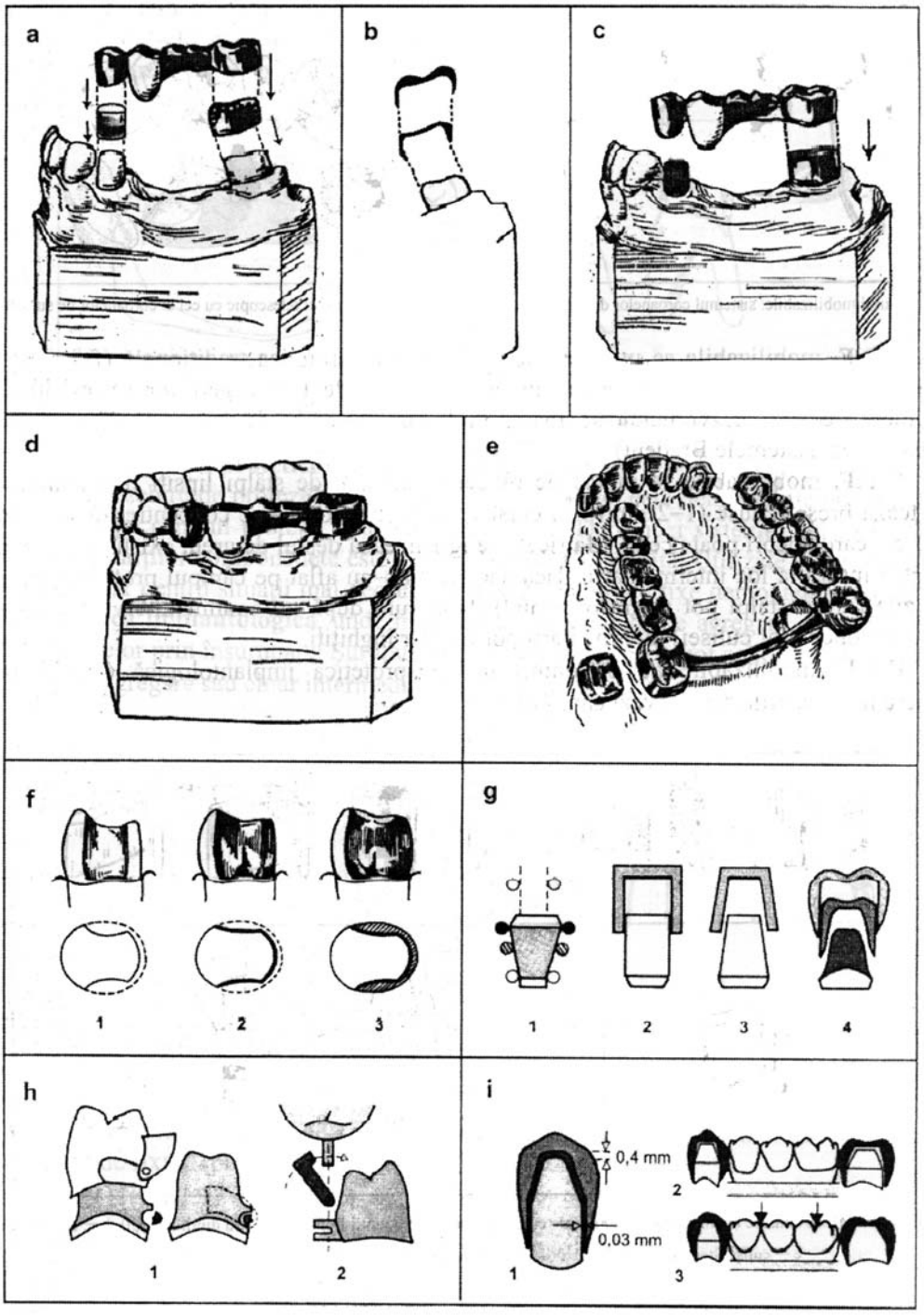


Fig.9.88. R.P.F. mobilizabile realizate prin sisteme telescopice: a,b,c,d, - coroanele duble ale sistemului telescopic într-o edentație intercalată cu lipsă de paralelism a stâlpilor; e - edentații intercalate cu breşe edentate rezultate prin pierderea a patru dinți, RPF mobilizabila cu agregare mezială pe bază de culisâ extracoronarâ în „T", iar distal pe molarii de minte prin telescopare; cele două elemente secundare telescopice sunt unite printr-o bară; 1'- telescoparea poate apela şi la coroane parțiale: 1 - bont preparat; 2 - capa primară solidarizată la preparație; 3 - cele două componente ale sistemului telescopic asamblate; g,h, i, - diverse sisteme telescopice (23); „cu croşet", cilindrice,conice,cu zăvor şi reziliente.

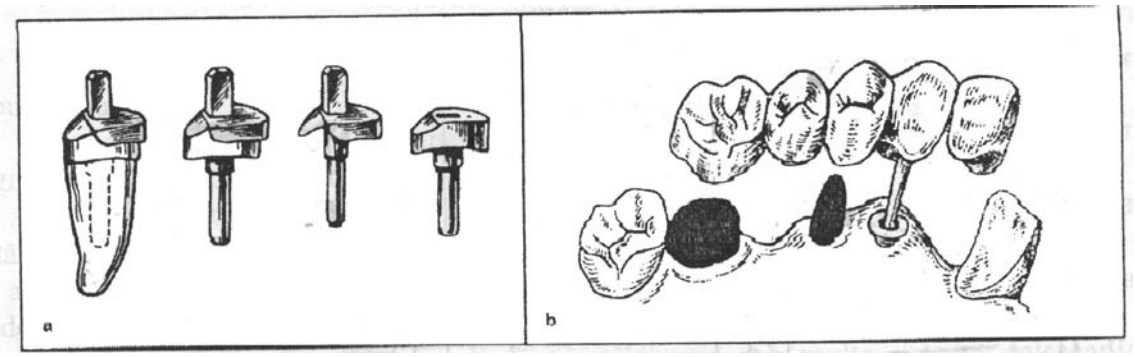


Fig.9.89. Punți mobilizabite: sistemul coroanelor de substituție (a) şi combinarea sistemului telescopic cu cel al coroanelor de substituție (b).

R.P.F. mobilizabile se utllizezâ de mult timp m protetiea, trâdiționalâ (fig. 9.90.) fiind cuttoscute numeroase sisteme de eulise mai, ^les în fomiâ de T. Designul lor s-a modificat mult în ultimele decenii, dczvoltându-se foaftc mult sistemele de precizie (cu difcnte grade de fricțiune - vezi sistemele Bredent).

R.P.F. mobilizabile sc indică de obicei în situația de stâlpi lipsiți de paralelism care delimitează breşe reduse (1-2 dinți). în cursul masticației forţele se ccmcentreazâ mai frecvent pe patnce, care uneori poate ceda. Matricele se igiemzeazâ destul de greu; cxistă şi riscul de a nu mai putea insera la loc intermediarii, daeă a<?<?ştia nu s—au aflat pe câmpul protetic timp de mai multe zile (dinții stâlpi pot migra orizontal) după cum după un anumit interval de timp (prin uzura componentelor culisei) intermediarii pot fi chiar înghițiți.

R.P.F. mobilizabile au orizonturi noi în protetica implantologicâ (fig. 9.90.d) cu precâdere m agregârile mixte (vezi cap. 22).

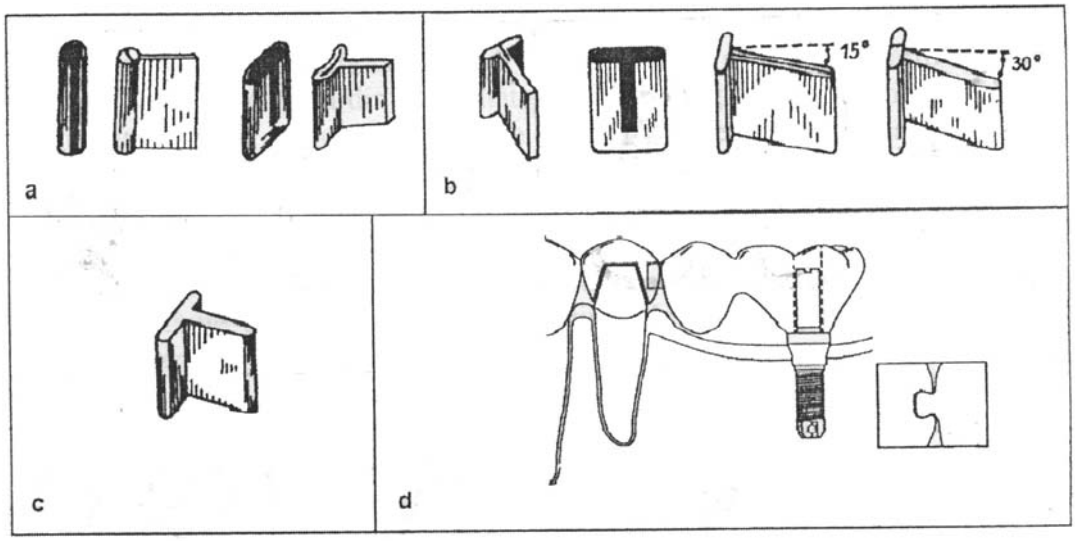


Fig. 9.90. Posibilități de culisare în R.P.F. mobilizabile: a— culise Brown (pentru dinții frontali şi pentru dinții laterali), b — culise Mc Collum, C ~ culisa Stern, d — sprijin mixt (dento-implantar) prin culisâ intracoronarâ de semiprecizie

Puntea cu croşete

Punțile cu croşete sunt restaurări protetice hibride care fac trecerea de la protezele fixe la cele mobilizabile. Ele se pot utiliza atât ca restaurări provizorii, cât şi ca **restaurâri provizorii de lungă** durată.Punțile cu croşete pot înlocui doar 1-2 dinți lipsă. Intermediarii sunt de obicei dinți tubulari din ceramică, materiale compozite şi mai rar acrilate. Ei sunt fixați la o plăcuță sau barâ (care se adaptează la creasta edentată) prevâzută cu una sau două prelungiri în care se fixezâ

intermediarii. **„Elementele de agregare"** sunt două croşete turnate, de obicei Roach. Cele mai utilizate sunt croşetele divizate. In zona laterală, de obicei în edentațiile de premolar doi se pot crea lăcaşuri pentru pintenii ocluzali ai croşetelor Roach (chiar şi în obturațiile de amalgam)

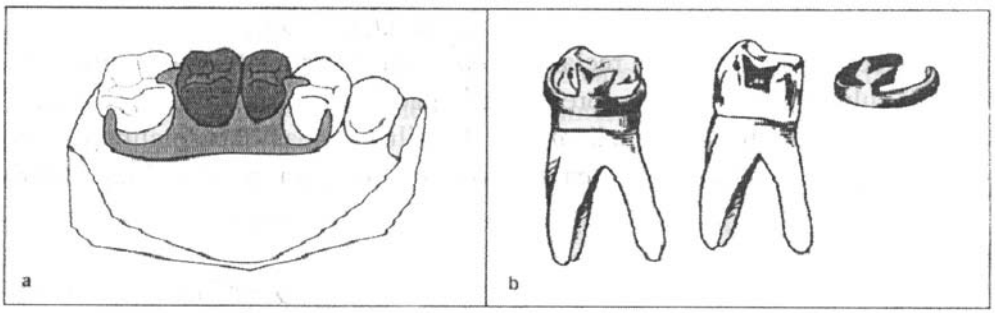


Fig. 9.91. Punte cu croşete: a-schema unei pynți <?i| crosetî Roach (dllpâ Hâllpl); b- lacaş prcparat pcntru rcccptarea unui pintcn ocluzal, pnne componentâ a unui croset turnat folosit dcpt „clcmcnt dc agrcgare" în punțile cu croşete.

B) Reconstituiri protetice fîxe demontabile

Spre deosebire de protezele parțiale fixe mobilizabile, cele demontabile pot fi inserate şi îndepărtate de pe câmpul protetic doar de către medic. De obicei sistemul cel mai utilizat de solidarizare al pârților componenete este şumbul cu sau farâ piuliță. Utilizate mai rar m protetica tradițională, doar pentm situații mai deosebite, protezele parțiale fixe demontabile dominâ la ora actuală **protetica implantologicâ,** unde majoritatea elementelor de agregare se solidarizează la stâlpii implantelor prin înşumbare. Şumburile, pivoții sau clavetele pot solidariza intermediarii la elementele de agregare sau chiar intermediarii între ei.

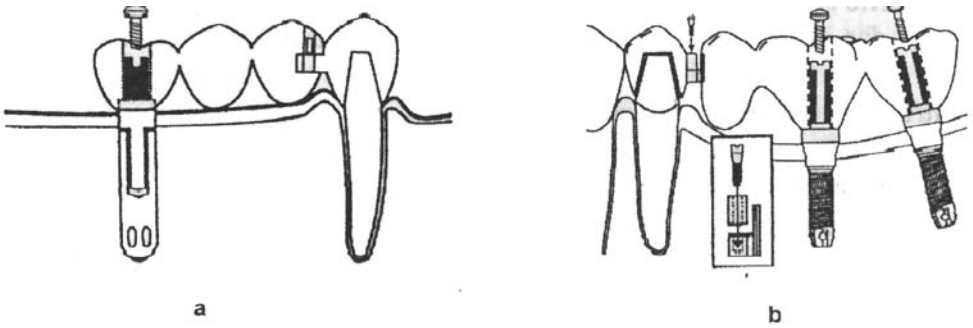


Fig.9.92. RPF cu sprijin mixt (dento - implantar)

a- conexiune elastică prin culisâ extracoronară de sciniprecizie cu şurub întrc intcrmediari şi elementul de agregare mezial; elementul de agregare distal se fixeazâ la stâlpul implantului tot cu un şurub, b - conexiune elasticâ prin culisâ extracoronară de precizie cu şurub - Uni-Bond - între intermediari şi elementul de agregare mezial. Cele douâ elemente de agregare distale vor fi solidarizate la slâlpii implantelor tot prin înşurubare**.**

Cei ce practică acest gen de fîxare trebuie sâ posede un armamentarium specific pentm fiecare sistem de fixare (pentru detalii vezi cap. 22.10.)

9.1.7.6. RESTAURARI PROTETICE FIXE CU AGREGARE ADEZIVA (RESIN - BONDED PROSTHESIS)

Restaurările protetice fixe tradiționale agregate la dinți naturali reclamă sacrificii importante de țesuturi dure dentare, care au loc m cursul preparârii dinților stâlpi. **Restaurările adezive** (cunoscute inițial m literatura americană sub denumirea de **bonded bridge)** au lansat o agregare absolut nouă care

evită sau cel puțin diminuează la maximum sacrificiile de țesuturi dure. Aşadar ele pot fi socotite restaurâri protetice mai conservative, fiind rezervate pentru breşele edentate delimitate de dinți integri. Indicația majorâ o dețin breşele reduse frontale, dar acest gen de restaurări pot fi utilizate şi în regiunea premolarilor şi chiar m zona de sprijin. Creasta edentată trebuie să prezinte o resorbție moderată.(fig. 9.93.)

Deoarece restaurările adezive reclamă preparartii superficiale (peliculare), de obicei doar în grosimea smalțului, ele se indică cu precădere la pacienții tineri ai căror dinți prezintă camere pulpare voluminoase. Dinții stâlpi înclinați pot fi utilizați doar dacă înclinațiile axelor lor de implantare nu depăşee 15^{0} iar folosirea stâlpilor mobili (sau cu mobilități diferite) este un hazard.

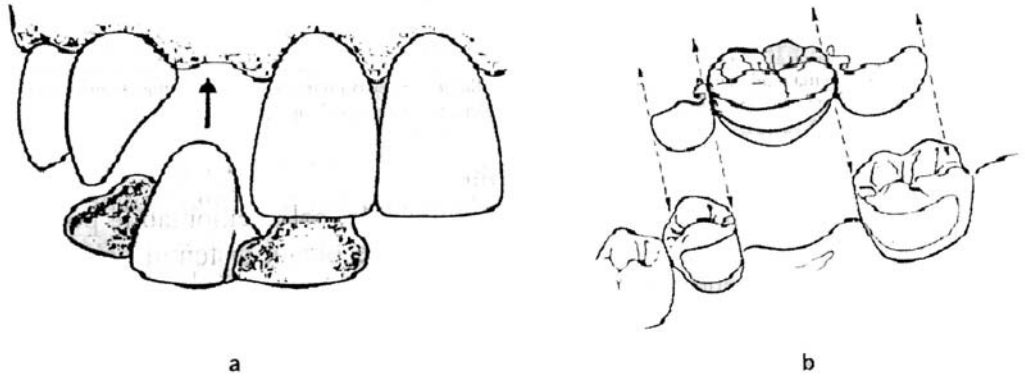


Fig. 9-93- Schema urior rcstaurâri adezive' a - în regiunea frontalâ şi b in zona de sprijin

Restaurârile adezive se recomandâ şi ca mijloace de contenție postterapeutice ortodontice şi chirurgicale, dar şi în gerontostomatologie, unde agregările tradiționale sunt contraindicate datorită unor afecțiuni sistemice. Atelele adezive m cursul unor terapii ocluzale (onlay-uri adezive) pentru mănrea DVO şi la pacienții iinde trebuie refâcut ghidajul canin.

Prmcipalele contraindicații sunt constituiute de prezența unor suprafețe de smalț reduse la tlivelul dmților stâlpi, prezența diastcmelor şi tremelor mari sau când diametrul mezio-distal al breşei depăşeşte cu mult volumul normal al viitomlm intermediar

Ocluziile adânci, empția incompletă a stâlpilor, asocierea unor breşe reduse frontale cu edentații terminale sau bruxismul reprezintăalte contramdicații.

9.1.7.7. RESTAURĂRILE FROTETICE FIXE PE IMPLANTE (FIXED PARTIAL DENTURE SUPPORTED BY DENTAL IMPLANTS)

Istoria protezelor cu sprijin implantar se pierde m negura vremurilor. Perioada anticâ şi medievală au fost umiate de cea **fundamentală** (1800-1910), **premodernă** (1910-1930) şi **modernă** (1930-1978), la ora actuală aflându-ne m perioada **contemporană** cunoscută şi sub **mimeledeperioadaosteointegrării.**

S-au scurs câteva decenii de când Pasqualini, Schroder şi Brănemark au fundamentat fiecare m felul lui principiul osteointegrării. In intervalul de timp scurs de atunci, dictonul **„osul acceptă ce vrea şi tolerează cât poate"** şi—a demonstrat valabilitatea, Termenul de osteointegrare a început sâ piardâ teren atât ca sferă cantitativă (fiind tot mai des utilizat termenul de **integrare tisulară),** cât şi calitativă.

Studii recente au demostrat că la interfața implantelor cu osul (mai ales a celor din titan) se interpune un strat de proteoglicani şi elemente fibrilare.

Şi la ora actuală în practică se folosesc implante de două stadii: **stadiul I,** care pot fi încărcate imediat sau la un interval scurt de timp şi **stadiul II,** care rămân izolate de mediul bucal, în grosimea oaselor maxilare pentru a fi osteointegrate. In general implantele sunt cunoscute sub numele de **infrastructurâ,** iar protezele care se sprijinâ pe ele ca **suprastructură.** între infra şi suprastructură existâ o serie de piese intermediare (vezi cap 22) ce fac posibilă agregarea protezelor la implante.

Restaurârile protetice pe implante (RPI) pot fi fixe, mobilizabile, mobile, hibride. Datorită complcxității tehnologiei clmice şi de laboratof a protezelor cu spnijn implantar denumirea corectă a domeniului nu ar trebui să fie aceea de **implantologie orală,** ci de **restaurări protetice pe implante.** în timp ce în **protetica tradițională** protezele parțiale fixe se fixeaza la preparațh prin cimentarc şi lipire şi doar m mod excepțional (proteze fixe mobilizabile) prin înşurubare, m **protetica implantologică** suprastructurile se fixează **predominant prin înşurubare,**

înşurubarea are o serie de avantaje, dar prezintă şi dezavantaje, dintre care deşurubarea este cea mai primejdioasă amintind de obicei o încărcare defectuoasă a implantelor. Medicul va trebui să se concentreze pentru a elimina cauzele descimentârii şi nu să verifice permanent dacă şuruburile nn s—au desprins.

Restaurările protetice fixe pe implante se pot realiza m **edentațiile parțiale, terminale şi totale** (fig. 9.93.). Dacă există condiții de **rezervă osoasă** şi nu sunt contraindicații locale şi generale, practic oriunde se pot insera stâlpi artifîciali suplimentari care la rândul lor oferâ sprijin protezelor fixc. In literatura de specialitate existâ încă şi la ora actuală o dispută cu privire la valabilitatea sau dimpotrivâ la condamnarea conexiunilor dento-implantare.Un dinte natural are un parodonțiu care absoarbe stressurile ocluzale funcționale şi până la o anumită limită şi pe cele parafuncționale, permițând revenirea progresivă a acestuia în poziția lui inițială. Implantele nu au parodonțiu şi aflate în aceleaşi condiții de stress ocluzal au o mobilitate fiziologică axială de ~ 5(J,m şi lateralâ de 10—50 p.m. Teon?tic, diferențele de mobilitate între cele două tipuri de stâlpi sunt SUSCeptibile de apariția unor inadvertențe biomecanice. Practic lucnmle stau altfel, azi existând posibilități cel puțm de „aplanare a acestui conflict" biomecamc (4).

In încheiere trebuie sâ subliniem că implantele dentare au revoluționat protetica dentară m general şi protetica fixă m special.O serie de cazuri care beneficiau până nu de mult doar de rezolvăn mobilizabile şi moblle, azi heneficiază de restaurăn protetice fixe.

Protetica implantologică, cu precădere protezele parțiale fixe cu sprijin implantar au o tehnologie clinică şi de laborator aparte, laborioasă şi complexâ, care se deos&bcştc m unele situații de tehnologia protezelor tradiționale. Pentru a putea efectua restaurări protetice implanto-purtate este nevoie de o pregătire specială, altminteri eşecurile sunt frecvente şi consecințele grave.

9.2 EXPECTATIVA

De foarte multe ori practicianul este pus în situația de a decide între închiderea unei breşe edentate (printr-o restaurare protetică), temporizarea protezării sau menținerea

situației clinice prezente.Situațiile în care se indică efectuarea unei restaurari protetice fixe sau mobilizabile în edentațiile parțiale sunt cunoscute, fiind abordate şi motivate în cursul multor capitole ale prezentei lucrări. Mai puțin analizate sunt situațiile când refacerea continuității unei arcade dentare trebuie temporizată, precum şi atitudinea de expectativă.

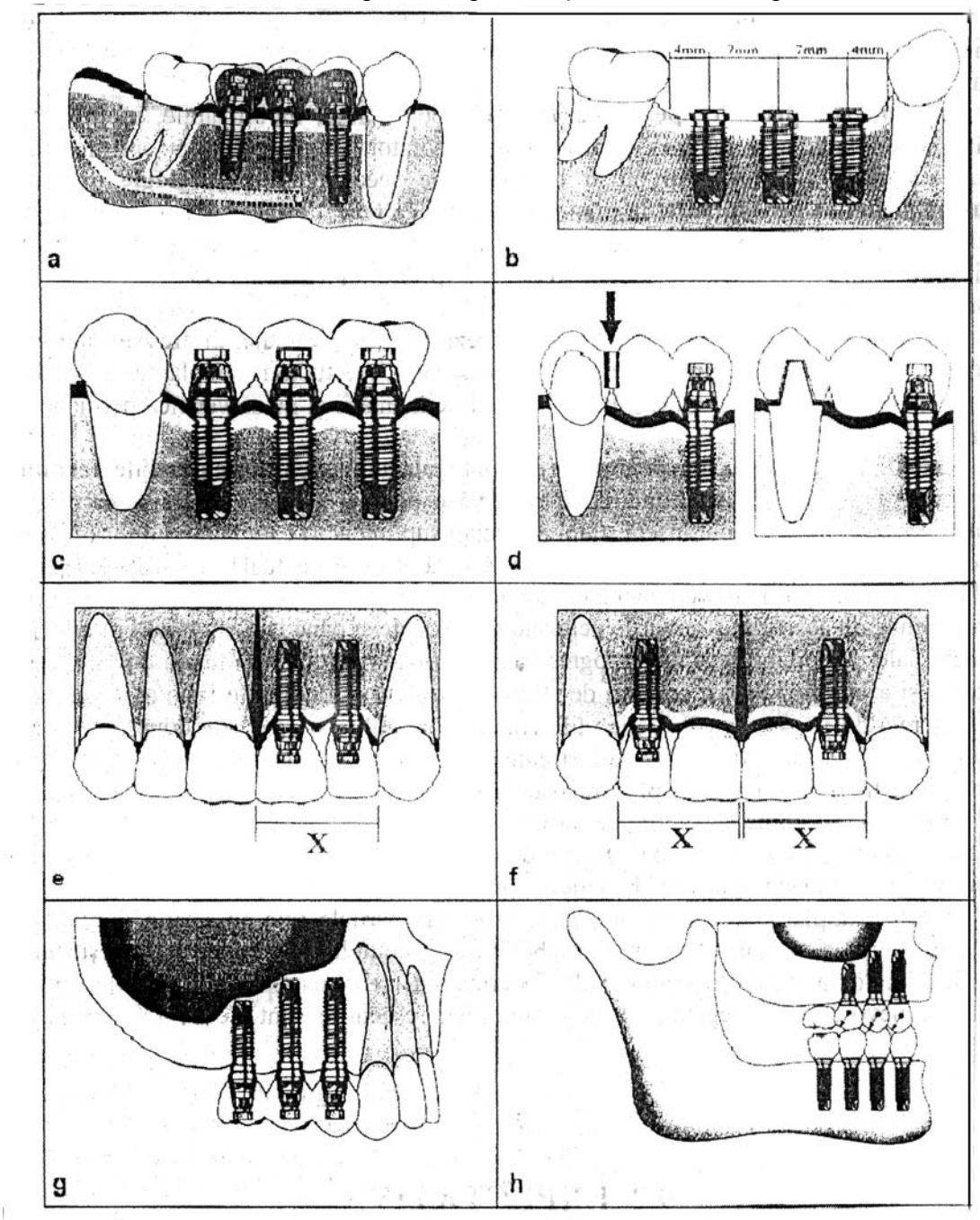


Fig. 9.94 Diferite situații clinice rezolvate prin R. P. I. (scheme): a- edentație cls a III-a Kennedy -restaurare cu sprijin iniplantar; b- dispunerea iinplantelor pentru a putea rcaliza o suprastructurâ echilibrată; c- edentație clasa a 11-a K.ennedy - restaurare proteticâ cu sprijin cxclusiv implantar;d-edentație clasa a Il-a Kennedy - restaurări protetice cu sprijin mixt (conexiune elasticâ şi conexiune rigida); e şi f- restaurari protetice pe implante în edentații frontale; g- edcntație clasa a Il-a K.ennedy la maxilar rezolvatâ printr-o restaurarc cu sprijin pur implantar;

h - edentatie totalâ bimaxilarâ rezolvabilâ prin proteză fixâ cu sprijin implantar (vedere din normâ laterală)

Temporizarea terapiei de restaurare se recomandâ în cursul unor afecţiuni generale, mai exact pânâ la fmalizarea terapiei lor sau stabilizarea parţială (hepatită virală, TBC - pe perioada cât pacientul este BK pozitiv, etc.), uneori chiar după epuizarea perioadei de convalescenţă a acestor maladii. Dar există şi anumite stări fiziologice când temporizarea se impune. Exemplul cel mai elocvent find sarcina, cu precâdere la anumite categorii de gravide. Desigur că aşa zisa **„translaţie pură"** a molamlui de 12 ani cu închiderea „completă" a breşei edentate (când extracţia molarului prim permanent s-a facut înainte de 9 ani) sau diferite situaţii de anodonţii, când are loc închiderea naturală a breşei prin migrarea vecinilor, la care se adaugă dorinţa expresă a pacienţilor de a nu modifica terapeutic statusul lor clinic, sunt alte situaţii de temporizare care se situcazâ la limită cu expectativa.

Migrarea corporalâ a molarului de 12 ani în locul primului molar permanent poate produce tulburări grave la nivelul ATM, datorită stabilirii unor rapoarte ocluzale nefireşti cu molarul de şase ani superior.

In ânumite situaţii o terapie ortodontică bine condusă şi interventia ulterioară a unui practician cu serioase cunoştiinţe de gnatologie pot determina eliminarea unei restaurări protetice fixe.

Lipsa molarului trei, care nu este considerată edentaţie, nu se protezează.

Adeseori **refuzul categoric al pacienţilor,** asociat cu **indecizia specialistului** în situaţii când terapia dc restaurare prntetica *n* unei edentaţii este mdicată poate duce la .expectativa temporară faţă de un anumit caz.

Atitudinea de expectativă faţă de unele breşe edentate parţial reflectă o nouă tendinţă din *W»i.i^ă* clinică contemporanâ. **Scopul final al tratamcntelâr stcmiatologice a evoluat de la conservarea unor arcade dentare complete spre menţinerca unei dentaţii naturale funcţionale.** Cntenile actuale ale ocluziei fiziologice reflectă această tendinţă nouă:

a) absenţa unor manifestări patologice;

b) funcţii satisfacătoare (estetică, fonaţie, masticaţie, etc,);

c) număr variabil de dinţi (numărul lor poate fi < 28);

d) capacitatca de adaptarc a structurilor sistemului masticator la situaţia de edentat. Indicaţia de a proteza sau nu o breşă mtercalată în zona de sprijin se stabileştc pornind de la necesitâţile funcţionale individuale ale pacientului şi ţinând cont de următoarclc obscrvaţn:

• Dinţii stâlpi ai unei restaurâri fixe au un prognostic asemănător cu cel al dinţilor care limitează o breşă intercalată neprotezată; în schimb dinţii limitanţi ai uiwi breşe reataurat® prin proteză parţială mobilizabilă au avut o duratâ de supravieţuire mai redusă pe arcadă decât cei la care edentaţia nu s-a protezat (41);

• Complicaţiile asociate unei edentaţii parţiale nu sunt nici atât de frecvente, mci atât de grave pe cât s-ar crede (41). Pe durata a 6,9 ani Shugars si Bader au observat următoarele modificâri minore'

• La majoritatea pacienţilor distanţa dintre dinţn limitrofi breşei s-a redus cu doar Imm sau chiar mai puţin; ' '''

• In 99% dintre cazuri extruzia dinţilor antagonişti a fost mai mică sau egală cu Imm;

• In 83% din cazuri cantitatea de os alveolar pierdut adiacent dinţilor limitrofi ai breşei a fost mai micâ sau cgalâ cu Imm-

în concluzie, aceşti auton susţin că la majoritatea pacienţilor cu 6 breşâ intercalatâ posterioarâ, restaurarea proteticâ imediatâ a acesteia nu este indispensabilă pentru păstrarea stabilităţii arcadei dentare. **Atitudinea de expectativă presupune însă monitorizarea parametrilor sănâtăţii şi stabilităţii componentelor sistemului stomatognat** în cadml unor controale periodice şi anticiparea necesităţii de a interveni înainte de producerea unor modificări ireversibile:

• poziția dinților vecini şi a celor antagonişti breşei edentate;
• statusul pulpar;
• adâncimea pungilor parodontale şi localizarea inserției epiteliale ;
• rapoartele ocluzale statice şi dinamice;
• funcționalitatea ATM şi/ sau a muşchilor masticatdri;
• funcția masticatorie.

Atitudinea de expectativă este justificată şi în cazul edentațiilor parțiale terminale simultane pe cele două arcade („shortened dental arch"), în această situație clinică recent Witter şi colab. (47)au observat că:

• stabilitatea rapoartelor ocluzale şi a mandibulei sunt suficiente, neexistând riscul de apariție a semnelor şi simptomelor de disfuncție temporo-mandibulară;
• eficicnța masticatorie şi aspectul estetic sunt satisfaeătoare din pvnct de vedere al unor pacienți;
• funcția oralâ nu a fost îmbunâtățitâ prin inserarea unor proteze parțiale mobilizabile terminale.

Dacă statusul clinic şi prognosticul frontalilor şi premolarilor este favorabil, restaurarea proteticâ nu constituie o necesitate absolută m cazul arcadelor dentare scurtate. De altfel **situația arcadelor scurtate a fost transpusâ în protetica implantologică când edentații totali sunt protezați cu restaurâri fixe** (implante m zona interforammală) obțmându-ye **arcade dentare artificiale scurtate a căror eficiență şi estetică sunt satislacătoare.** Monitorizarea pacienților prin controale periodice este însâ obligatorie în aceastâ situație de expectativă.

9.3. Bibliografie

1. Aldescu C. - Radiolo^ie p&ntru studenţf şi medlcî slomaioîos^ *Editura POLIROM 1998*

2. Bratu D., Lerreter M., RomînuM., Negruțiu M., FabrickyM., — Coroana Mixtâ, *Ed 11-a, Ed. Helicon Timişoai-ci 199S ' .*

3. Bratu D., Fetzer W., Bratu Em. Romînu M.,— Punteape implante, *Ed. Helicon Timişoara 1996*

4. Bratu Emanuel — Aspecte clinice fi experimentale prîvmd conex'nmile dento—implantare, *teza de doctOl'at, Timițnara 2000*

5. Caranzza F.A., Newman G. - Clmicaî periodontology *8111 Edition, W.B. SAUNDERS COMPANY A Division ofHarcourt Brace & Company Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, 1996*

6. Cecconi B. - Effect of rest design on transmission offorces lo abulment teeth. *Journ. Clin. Periodontol. 32, 1974,p.141-151*

7. Cortellini P. Stalpers G. Prato Pini G., Tonetti S. M. - Long-term clinical outcomes ofabiitments treated with guided tissue regeneration *J. Prosthet Dent 1999, 8 Ip.305—311.*

8. Coolîdge ED. — The thlckness ofhuman penodontal membrane, *J- Am Dent AgSOC. 24: 1260,1937*

9. Davarpanah M., Martinez H. & colab — Manuel d'implantologie climque, *Collection JPIOJ999*

10. Eichner K. — Uber eine Gruppeneinteihing der Lukengebissefur die Protetik. *D.Z.2. 10, 1995, 1831 1L Elias AC » Sheiham A.* - The relatîonshîp between satisfaction with mouth and number and posilion ofteeth, *J Oral Rehabil 1998; 21: 649—661*

12. Engelman J. Michael* - Clinical Decision Making and Treatment Planning in Osseointegration, *Quintessence

Publishing Co., Inc.,Chicago, Berlin, etc. 1996

13. Fabian T — Az egybeontot es a forrasztott hidak osszehasonlito ertekelese *Fogtechnikai szemle Nr 1, 1983, p.11-13*

14. Fuchs P - Kronen und Bruckenprothetik heute.Ein *Leitfaden, Quintessentz Vertags - GmbH Berlin, Chicago etc. 1985*

15. Gernet W — Funktionsanalysen in Stomatognathen System, *Hauser, Munchen 1982*

16. Hohmann A., Hielscher W.— Lehrbuch der Zabnlechmk Band Gnmdlagm, partielle Prothesen, Kronen und Bnickentechnik.

17. leremia L., Bratu D., Negrutiu Meda - Metodologia de examinare în protetica dentarâ, *Ed. Signata Timişoara 2000.*

18. Jude H-D., Kuhl W. Rossbach D - Emfurung m die Zahndrtzliche Prothetik, *Deutscher Ărzte - Verlag GmbH, 1979*

19. Karlsson S.,: Failures and lenght of service in fixed prosthodontics after long-term function. A longitndinal climcal sttidy. *Swed Dent J 1989; 13: 185-192*

20. Kennedy E— fartlelle Zahnprothesen und ihre Hersîellung, *Verlag Herman Meuser Berlin, 1932*

21. Kerschbaum — Adhdsiv prothetik Brucken, Attachments. Shienen, Veneers, *Urban & Scharzenberg, Miinchen, Wien, Baltimore, 1996*

22. Korber K. - Zahnârztliche Prothetifc, *Band II Thieme Verlag Stuttgart 1975*

23. Korber K.— Zahnârztliche Prothetik, *Auflage 4, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1995.*

24. Krall A.E., Garvey J.A. Garcia I.R. -Alveolar bone loss andtooth loss in male. cigar and pipe smokers. *JADA 1999Vol. 130,p.54-65*

25. Krough - Poulsen W: Die bevegungsanalyse ***D.Z.Z.*** *21 1996, 877*

26. Lang PX, Guldener Siegrist E. Beatrice - Kronen vnd BrwkQnprothuik, *Georg Thieme Verlag Stuttgart, Nsw York*

27. Leif E., Ehnevid H, Ehnevid J. - The înfluence ofEndodontic Jnfection ofPwiodonîal Status in Mandibidar Molars, *J. Periodontol 1998; 69 p. 1392-1396*

28. Lindhe J. — Klinische parodontologie *Thieme Sttutgart 1986*

29. Marxkors R - Lehrbuch der Zahnârtzliche Prothetik, *Hauser Munchen 1998*

30. Mânac Cătalina, Bucur Carmen - Nol melode de investigație m stomatologie, elemente fîmte, *Editura Didactica si Pedagogicâ R. A. Bucureşti*

31. Mârțu S., Mocanu C., - P w'odontologiQ Clinicâ, *Editura Apollonia, laşi 2000 32- NymanS., Lindhe J.* - A longitztdwal sîudy of comhined perii'idontal and piusthetic treatinwt of puilenis w'uh advanced periodontal disease. S. *Periodontol 1979; 50; 163—1 $9,*

33. Onisei Doina - Parodontoîogie, *Editura Mirton ,Timisoara 1997*

34. Prelipceanu Felicia, Doroga Olga - Proteticâ Dentarâ, *Ed. Didactică şi Pedagogică Bucureşti 1985*

35. Rosenstiel F.S., Land F, M., Fujimoto J. - Contemporary Flxed Prosihodonîics, *The C- V. Mosby Company St.Louis, Toronto, Lodon, 1988*

36. Randow K,, Glantz P,—0,, Zorger B.: Technical failures and some related pîfmcal wmpliQaîions m sxtewivs fixedprosthodonticş. *Aîta Odontol Scand 1986; 44:241-255*

37. Romînu M., Bratu D., Uram-Țuculescu S., Muntean.M., Fabricky M., Colojoarâ C., Negruțiu M,, Bratu E. - Aparatul dento—mtxcilcir dntf de morfrA^U fvni.țwnala cîifiicâ,, *Editura HBlicon, 'l'imişoara 1997*

38. Schărer P., Strub J.R., Belser U., — Schwerpunkte der modernen kronen und bruckenprothetischen Behandlung , *Quintessenz Berlin, Chicago etc 1979*

39. Shillingburg H.T., Hobo H., Whitsett L.D., Jacobi R.and Bracket S. - Fundamentals ofFixed Prosthodontics *3"[l] Edition, Quintessence 1997*

40. Shugars DA, Bader JD, White BA, Scurria MS, Hayden WJ, Garcia RT. - Svrvival rates Qfteeîh adjtacent to treaîQd and untreatcd postenor bounded edentulous spaces. *JADA 1998; 129: 1089—1095.*

41. Shugars DA, Bader JD. Phillips SW Jr, Whlte BA, Brantley CF. - The consi^quQncos ofnot replacmg a missmg posterior teeth *JADA 2000; 131: 1317-1323*

42. Smith B.G.N. - Planning and making crowns and bridges *, ed a II a, Ed Martin Dunitz 1993*

43. Strub J. R. Turp J.C., Witkowski S., Hiirzeler M.B., Kern M. - Protetik, *Curiculum,* ***vol.I]*** *733-815*

44. Tylman S.D. ; Malone W.F.P. - *Tylman's theory and practice offixed prothodontics,* 7-ed, Mosby Company St.Louis,1978

45. Unger F., Lemaître P., Hoomaert A. - *Prothese fixâe et parodonte^d'it'wns* CdP, Paris, 1997

46. Wilson TG, Kornman KS, Mellonig JT Brunsvold MA, - *Treating aggressive forms of periodontcil disease.* In :

Wilson TG, Kornman K.S(eds).Fundamentals ofPeriodontics. ChicagoL Quintessense, 1996; 389-421

47. Witter DJ, Allen PF, Wilson NHF, Kayser AF. *Dentist's attitudes to the shortened dental arch concept.* J.Oral Rehabil 1997; 24; 143-147

48. Wyatt L.C.C. - *The efect ofprosthodontic treatment on alveolar bone loss: A review ofthe (iterattire* J Prosthet Dent 1998, 80:362-366

49. Yukio Kojima , Shigeru Kojima, Hisao Fukui, Jiro Hasegawa - *A calculation offhe Relation helween Initial Tooth Mobility andRoot Configuration,* J J Dem Mate 2000, Vol. 19 No.3, 294-300. ,

50. Zarb G—A., Bergman B. Clayton J.A. , Mac Kay - *Prosthodontic trealment for partially edentulous patients* The Mosby Comp.St. Louis 1978

10. BIOMECANICA RESTAURĂRILOR PROTETICE PARTIALE FIXE

Tratamentele stomatologice, de orice natură ar fi ele, presupun refacerea morfologiei şi a funcţiilor **ADM,** pierdute sau alterate m urma diferitelor afecţiuni specifice. Un asemenea obiectiv este imposibil de atins în accepţiunea sa ideală în virtutea posibilităţilor limitate ale fiinţei umane, indiferent cât de evoluată, ciyilizată şi înzsstrată material şi tehftâlogic ar fi ea. Astfel, prezenţa mtraoralâ pe termen nedetermmat a difentelor tipun de **RP** (unidentare.parţialc fîxe sau mohile, npnrnte de imobilizare etc.), pune **ADM** m condiţii noi de funcţionare, care solicită eforturi de adaptare uneori importante. Imperfecţiunea inerentâ (în ceea ce priveşte concepţia şi execuţia), caracteristică oricărei „opere" umane determinâ o rezolvare aproximativă a diferitelor probleme pe care le pune marea varietate de afecţmni ale **ADM.**

Posibilităţile de adaptare ale **ADM** la situaţii noi, alături de adoptarea unei atitudini terapeutice individualizate, m condiţiile unei execuţii tehnice de calitat'î creeâză premisele unei reuşite terapeutice rezonabile şi atingerea unui optim rezonabil la un moment dat.

Aplicarea principiilor ingmeriei la nivelul sistemelor vii (ingineria biomedicalâ) a deschis o nouâ eră în diagnosticul şi terapia diferitelor maladii. **Biomecanica** studiază râspunsul organismelor vii la diferite solicitări. în acest context, metodele şi instmmentele ingineriei mecanice sunt aplicate m studiul raportului dintre stmcturâ şi funcţie de la nivelul organismelor vii(31).

Diferitele tipuri de restaurâri protetice fîxe (RPF), care rezolvâ o gamă largă de edentaţii supun **ADM** la solicitări diverse, modalitatea de râspuns a ţesuturilor implicate fiind ia fel de diferită. :

Preocupări pentru elucidarea unor aspecte biomecanice referitoare la restaurârile protetice fixe au avut o serie de autori care, încă de la începutul secolului trecut au încercat să explice mecanismelQ ce stau la baza echilibrului, stabilităţii şi rezistenţei acestor proteze. Merită a fî amintiţi m acest sens Sadrin, Ante, Beliard, Duchange, Dubois etc. Teoria poligonului bazei, expusâ de Beliard (1924) atestă că stabilitatea protezelor fixe se bazează pe agregarea lor la un anumit număr de dinţi (cel puţin trei), care nu sunt dispuşi m linie dreaptă, această teorie fiind ridicatâ de autorul ei la gradul de postulat. Astăzi, astfel de concepţii sunt considerate depăşite, reprezentând momente istorice în biomecanica restaurărilor protetice fixe. Un alt autor care merită menţionat este Ante, care a atras atenţia asupra rolului suprafeţelor de sprijin radiculare ce suportă fortele la care este solicitatâ o restaurare protetică fixâ. In 1987, Caputo şi Standlee (7) au elaborat o monografie de refermţâ în domeniu: **„Biomechanics in Restorative Dentistry[9]".**

Lista autorilor care şi au adus contribuţia la atingerea nivelului actual al cunoaşterii în

biomecanica restaurărilor protetice fixe este lungâ şi nu ne permitem să o prezentăm din considerente de spaţiu.

în cele ce urmează vom analiza pe scurt variantele care intervin în comportamentul biomecanic al restaurârilor mecanice fixe(solicitări, reacţia **ADM,** proprietăţi fizice ale acestora), iar apoi vom prezenta schematic câteva studii biomecanice referitoare la unele situaţii tipice cu care se confmntâ stomatologul m practica de zi cu zi; ne vom refcn dc asemcnca şi la unele consideraţii biomecanice asupra restaurărilor adezive şi a celor pe implante, restaurări mai puţin abordate m literatura de specialitate din ţara noastră.

10.1. SOLICITĂRILE DIN CURSUL FUNCŢIILOR APARATULUI DENTO - MAXILAR

în cursul exercitării funcţiilor şi parafuncţiilor **ADM,** restaurările protetice fixe sunt supuse unor solicitări diverse ce se traduc printr-o serie de **deplasări** în difente direcţii sau plamm ale spaţiului (translaţie, rotaţie) sau/şi **deformări** (flexiune. torsiune).

în studiul forţelor care acţionează asupra **ADM,** prezintâ importanţă o sene de parametn âi acestora: **intensitatea, punctul de aplicare şi direcţîa.**

Principala solicitare la care este supus ADM este masticaţia. în cursul actului masticator fortele care iau naştere pot avea valori importante (tabelul 10.1.).

Tabelul 10.1.

Indice bibliografic	Vârstâ subiecţi investigaţi	Număr subiecţi investigaţi	Incisivi	Canini	Premolari	Molari
7	26-41	142				710
12	31,1±4,9	7		323-485	424-583	475-749
10	Adulti	57	150			450
1	21-30 31-40 41-50 51-60 61-70	20 20 20 17 8				572 481 564 485 374
8	18-20					176

Din tabelul de mai sus se poate observa câ **valoarea forţelor** diferă în funcţie de diferite zone ale arcadelor dentare, ceea ce face ca, în condiţiile tratamentului prin **RPF,** acestea să fie supuse la solicitări de mărimi variabile, în zone diferite. Astfel, cel puţin din punct de vedere masticator, solicitările la care este supusă o **RPF** pot fi complexe, punând probleme în concepţia şi echilibrarea corectă a acestor proteze parţiale.

In plus, concepţia, execuţia şi echilibrarea unei restaurări protetice în general, respectiv a

unei **RPF** în special, se realizează ținând seama nu de mişcârile funcționale care se exercită la nivelul **ADM** (şi în nici un caz de eventualele parafuncții), ci doar de diferite condiții mecanice ale mişcărilor mandibulei (înregistrate, transpuse şi exploatate mai mult sau mai puțin corect la nivelul unor simulatoare mai simple sau mai performante). Mai mult, echilibrarea ocluzală a protezelor dentare se realizează „pe uscat", fără interpunerea alimentelor între arcade, a căror prezență modificâ radical modul de transmitere al forțelor; apar astfel, solicitări localizate, determinate de poziționarea bolului alimentar; pe de altă parte, apariția la nivelul părții lucrătoare a unui obiect (alimentar sau nealimentar) de consistență dură, dctcrmină ca întreaga forță a muşchilor ridicăton să se exercite asupra unei singure zonc limitate (ehiar m prezența reflcxului nociceptiv de deschidere a gurii), cu efecte nocive evidcnte, care se pot manifesta, m situații extreme prin: **fractura unui dinte cu o restaurare voluminoasă de obicei devital, fractura materiâlului de placare** sau chiar a **intermediarilor restaurării fixe.**

Punctul de aplicare al forțelor prezintă, de asemcnea, o relevanțâ particularâ. rn cazul când forța se aplică la nivelul centrului fcței ocluzale, m axul longitudinal al diutelui, rezultanta va avea direcțla în axul dintelui, lâr forțele secundare, rezultate din descompunerea forței principale vor avea valori minime, apropiate de zero. Dacâ msa, punctul ds aplicare al fortclor este excentric, chiar dacă direcția forței este paralelă cu direcția axului longitudmal al dintelui, rezultanta, ca şi forțele secundare, derivate din descompunerea forțci principale, vor tiude sâ basculeze fața ocluzală şi prm unnare dintele m întregime (fig.10.1.). Practic, datorită aplicării excentrice a forțelor iau naştere momente dc rotație, ale căror „brațe" dc forță siint egale cu distanța de la punctul de aplicare al forțelor la axul dmtelui.

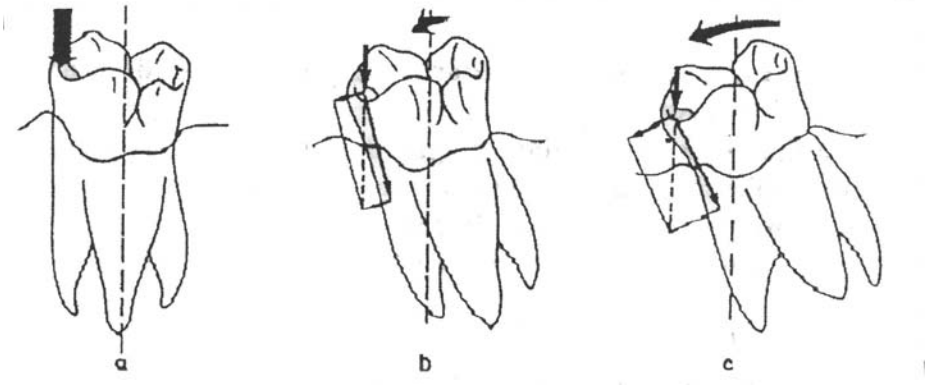


Fig.10.1. Acțiunea linor forțe cu punct de aplicare excentric fatâ de axul longitudinal al dintelui (a) poate determina modificarea axului de implantare (b şi c), cu accentuarea potențialuliii distructiv al solicitârilor.

O importanță fundamentală revine şi **direcției de cxercitarc a forțelor** la nivelul unitâților dentare. De cele mai multe ori forțele masticatorii nu acționează în direcția şi sensul lor originar, ci se descompun la nivelul formațiunilor **ADM,** generând printre altele şi componente orizontale, cu potențial nociv recunoscut.

Raporturile ocluzale joacă un rol fundamental m descompunerea forțelor, motiv pentru care aprecierea corectă a acestora prezintă o importanță majoră m succesul tratamentului.

Pe de altă parte, dinții preparați mclinați sau implantele angulate oferă **„de novo^** condiții pentru o transmitere paraaxială a solicitârilor, cu potențial nociv evident.

Dintre variatele **tipuri de solicitări, forțele de forfecare** au potențialul cel mai destructiv. **Forțele de compresiune** sunt m general mai uşor tolerate m raport cu cele de **tracțiune.**

0 solicitare aplicată la nivelul unui sistem (în cazul nostru **RPF** şi câmpul protetic căruia

i se adresează) poate induce deformări atât la nivelul suprastructurii, cât şi în ţesuturile înconjurătoare. Ţesuturile biologice pot recepta şi interpreta deformarea reacţionând prin remodelare.

Solicitările parafuncţionale, traumatogene prin direcţie, intensitate şi frecvenţâ afectează grav funcţionalitatea **ADM,** motiv pentru care ele trebuiesc înlăturate ori reduse la minimum prin procedee de decondiţionare specifice înainte de a începe orice terapie de restaurare proteticâ.

10.2. REACŢIA APARATULUI DENTO - MAXILAR LA SOLICITÂRILE FUNCŢIONALE ŞI PARAFUNCŢII

Reacţia **ADM** la diverse solîcitări presupune participarea concomitentă a muîtora dintre structurile sale (arcade dentare naturale, dinţi stâlpi, parodonţiu, os alveolar, oase maxilare, stâlpi dc rezistcnţa etc.), fiecare dintre a&este componente intervenmd modulator în direcţia şi intensitatea fortelor, determinând fenomene de adaptare^ modelare, sau dimpotrivâ cedând prin decompcnsare.

Prima linie în calea forţelor masticatorii este reprezentatâ de arcadele dentare, la nivelul cârora solicitârilc se distribuie specific.

Urmatoarea linie este reprezentată de parodonţiu, considerat practic prima vengâ în lanţul de amortizare a SOllcitârilor de îa nivelul **ADM.** Aceastâ capacitate de amortizare depinde **de rezistenţa parodontalâ,** care ddcrmină o amimitâ reacţie parodontala la solicitâri date. Aceastâ rezistenţă parâdontalâ a fost apreciatâ de Lenche şi Duchange, care au stabilit drept umtate de măsură rezistânţa corespunzâtoare incisivilor inferiori socotiţi a avea cei mâi slabi coeficienţi de rezistenţă- 1 (tabelul 10.2.)

Calculul rezistenţei unor dinţi stâlpi naturali se efectuează ţinând seama de faptul că suma valorilor lor de rezistcnţâ trebuic să fie cel puţin egala cu suma valonlor dinţilor ce urmează a fi înlocuiţi. între doi sau mâi mulţi dinţi stâlpi naturali nu se pot elabora intermediari, care s^ depâşească valoarea funcţională a stâlpilor naturali. Practic, raportul dintre rezistenţă şi travaliu se poate aprecia conform relaţiei:

$$\frac{\text{rezistenţâ}}{\text{travaliu}} = \frac{\text{suma coeficlenţilor de rezistenţâ a dinţilor stâlpi}}{\text{suma coeficienţilor dinţilor de înlocuire}}$$

Rezultatul este considerat pozitiv, dâ(;â rezistenţa este excedentarâ, negativ, dacă raportul este subunitar şi neutru m condiţiile unui raport unitar.

Aceste considerente, alâturi de alte teorii asemănătoare, cum este cea a lui Roucordes -un dinte poate face faţâ unei solicitâri duble comparativ cu propria valoare a rezistenţel Sâle parodontale, cu condiţia ca forţele să se transmitâ m axul sâu longitudinal şi parodonţiul să fie integm - (32), se caracterizează printr-un coeficient destul de ridicat de relativitate, motiv pentru

care valoarea lor este în orientativă, uu decisiva.

Tabelul 10.2.

Rezistența parodontală a dinților naturali după Uriche*, Duchange** Prelipceanu şi Doroga*** (27)

Dinte	Maxilar*	Mandibula*	Maxilar**	Mandibula**	Maxilar***	Maxilar***
Incisiv central	2	1	2	2	2	0,5
Incisiv lateral	1	1	1	1	1	0,5
Canin	5	3	3	3	5	5
Prcmolar prim	4	4	4	4	4	4
Preniolar secund	4	4	4	4	4 - 1-	4
Molar prim	6	6	6	6	6	6
Molar secund	6	6	6	6	6	6
Molar de minte	2-5	4-6	2-5	2-5	2-6	2-6

Atunci când asupra unui dinte acționează forțe masticatorii, datorită mobilității fiziologice, de 56-108 *m* în sens vestibulo-oral , respectiv aproximativ 28 |J,m în sens axial, acesta poate fi deplasat în alveolă în grade variabile, fenomen numit **rezilienţă parodontala.** Intruzia se produce m timpul funcțhlor şi rezultă, probabil din imposibilitatea de recul complet la nivelul parodonțiului, datorită forțelor aplicate în mod repetat.

In cursul acestor mişcări, o parte din forța primită este transmisâ vecinilor (prin intermediul ariilor de contact proximale), astfel că, de fapt, întreaga arcadă participâ la dispersarea solicitărilor.

Posibilitățile de amortizare a solicitârilor, caracteristice parodonțiului au fost explicate în diferite moduri:

1. teoria tensională consideră câ rolul primordial revine întinderii gradate a fibrelor periodontale oblice, înaintea transmiterii compresiunii osului alveolar. Concomitent apare relaxarea fasciculelor din regiunea apicală. Din momentul atingerii gradului maxim de întindere al acestor fibre, care de obicei coincide cu momentul în care apexul atinge planşeul alveolei, urmează transmiterea forțelor la nivelul osului alveolar (fig. 10.2.). Solicitârile paraaxiale modificâ acest patem, determinând compresiuni nefiziologice la nivelul pereților alveolari (fig.1'0.2., 10.3.);

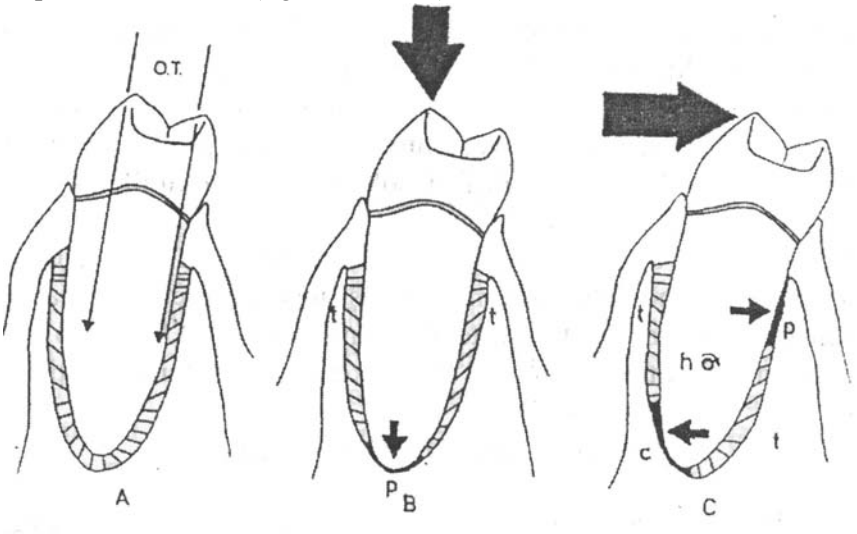


Fig. 10.2. Transmiterea fortelor conform ipotezei tensionale. A şi B forțe cu direcfie de acțiune axială: C forte cu direcție de acțiune orizontala. în zonele de compresiune (c) fibrele se relaxează, iar în zonele de tracțiune (t) ttbrele periodontale se tensioneaza.

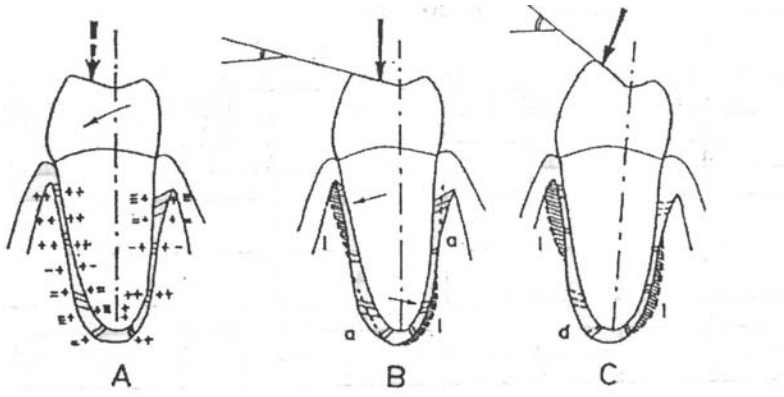


Fig. 10.3. Diferite tipuri de solicitări asupra Hbrelor periodontale şi asupra dinţilor, produse de tbrţe cu componente orizontale: A) solicitări neechilibrate, compresiunea (+, ++) şi tracţiunea (-, =) acţionând inegal asupra pereţilor cemento-alveolari; B) solicitarc cronică cn componente orizontaie reduse (1 - liză osoasâ, a- apoziţie osoasă); C) solicitare cronică CLI coiriponente orizonlale accentuate (1 - liză osoasă accentuată, d - distrugerea fibrelor, fârâ apoziţie osoasă, cu largirea spaţiului periodontal).

2. teoria vasculară atribuie importanţa cea mai mare sistemului vascular periodontal, care ar funcţiona aidoma unei „frâne hidraulice", impactul forţelor fiind dispersat în masa fluidului din interiorul acestor vase. Pe parcursul solicitării are loc „fuga" fluidelor de la nivelul periodonţiului în medulara osului alveolar, urmând ca remisiunea solicitării să antreneze revenirea lichidelor în sistemul vascular;

3. teoria reologică consideră periodonţiul ca un sistem tixotropic colagenic cu comportament reologic, ale cărui proprietăţi asigură amortizarea eficientă a sohcitărilor ocluzale. '-' -

Aşa cum s-a mai arâtat, forţele sunt amortizate şi parţial transmise osului alveolar. La acest nivel, o parte din energie este transformatâ în deformare elasticâ, cealaltă parte fiind condusă m structurile de rezistenţâ ale complexului cranio-facial. d !B 8T3l)n!

ADM are capacitatea funcţională de a amortiza solicitârile, atunci când acestea se înscriu m limite funcţionale. Dacă solicitările depâşesc limitele funcţionale, intervine efortul de adaptare al **ADM** care poate compensa sau nu surplusul de încărcare. Incapacitatea de adaptare a **ADM** la solicitâri exagerate conduce evident la cedarea unora dintre componentele acestuia (coroane, parodonţiu, muşchi), cu fenomene patologice consecutive. Practic, o parte dm energia transferată prin solicitarea **ADM** la diferite nivele este amortizată (disipată) prin frecări, deformări, producere de căldură etc., iar restul este contracarată prin forte de reacţiune, conform principiilor mecanicii. In situaţia **RPF** aceste forţe de **reacţiune** se exercită prin intermediul dinţilor stâlpi (deoarece tot prin intermediul lor se aplică şi solicitările - **acţiunile** — la nivelul zonelor subiacente) ele fiind cu atât mai importante, cu cât parodonţiul stâlpilor naturali este mai ferm, mai sănătos. Forţele depind de asemenea în raport direct proporţional de densitatea osoasă (cu cât osul alveloar maxilar sau mandibular este mai dens şi mai rigid, cu atât reacţiunea va fi mai importantâ). Matematic vorbind, reacţiunea totală manifestată de **ADM** la o solicitare dată va compensa, alături de forţa amortizată, valoarea forţei exercitate, conform ecuaţiei:

/solicitare/ = /amortizare/ + /reacţiune/

In aceste condiţii, este clar că reacţiunile diverse exercitate la nivelul diferitelor unitâţi dento-parodontale vor introduce încă un factor de variaţie m ecuaţia complexă a forţelor care acţionează la nivelul unei **RPF.**

Mai trebuie menţionat că oasele maxilare şi mai ales mandibula suferă deformări elastice

în timpul funcțiilor, care pe de o parte intervin modulator, iar pe de altă parte pot interfera cu rigiditatea relativă a restaurărilor protetice întinse.

Reamintim că, practic, fiecare dintre componentele **ADM** intervine modulator în transmiterea forțelor, prin deformare sau deplasare în grade variabile. Acest comportament face dificilă cuantificarea forțelor recepționate de fiecare stmctură în parte. Pe de altă parte solicitările recepționate de diferitele structuri determină fenomene de adaptare/modelare sau decompensare, eu instalarea fenomenelor patologice la nivelul uneia sau mai multor verigi ale sistemului. In aceste condiții, **cel mai important obiectiv al oricărei RPF este de a asigura o transmitere cât mai lîziologică a unor solicitări cât mai funcționale ca direcție, intensitate şi frecvență, în vederea realizârii unor modifîcări adaptive minime.**

10.3. INTERVENȚIA PROTEZARII IN RAPORTUL DINTRE SOLICITĂRI ŞI REACȚIA APARATULUI DENTO - MAXILAR

Aşa cum s-a mai arătat, prezența intraorală a **RPF** pune m condiții noi în funcționarea **ADM,** intervenind m modul de transmitere a forțelor la nivelul stmcturilor.

Spre deosebire de restaurările protetice unitare, care împreună cu dintele pe care se agregă dispun de un oarecare grad de independență, **RPF** reprezintă un sistem constituit din elemente interconectate pe perioade nedefinite, m care unitățile dento-parodontale nu se mai comportâ individual, ci doar ca părți ale întregului; m acest sens, orice solicitare la nivelul unui dinte stâlp, va interesa întreaga restaurare precum şi ceilalți dinți stâlpi. Desigur există deosebiri semnificative între biomecanica **RPF pe stâlpi naturali** față de b deosebiri asupra cărora vom mai reveni pe parcursul prezentei lucrări (cap. 22). •

Solicitările care apar sunt dependente într-o mare măsură de suprastructură, incluzând mărimea tablei ocluzale, utilizarea de stmcturi rigide sau articulate (ruptori de forțe), folosirea protezelor fixe cimentate sau mobilizabile, designul reliefului ocluzal. ^

Aşa cum am mai amintit, o mare parte din solicitările de la nivelul **ADM** determină apariția de **momente şi cupluri de forță,** datorită decalajelor care pot apare între locul de exercitare a forțelor şi punctul de sprijin. Momentele de rotație se pot exercita în raport cu cele trei axe de referință (ocluzo-apicală, vestibulo-orală, respectiv mezio-distală). Mărimea acestor momente este determinată de intensitatea fortelor şi de mărimea „brațelor" de forță; **sunt descrise în principal trei „brațe" ce pot determina momente de forță: înălțimea coronară, lungimea extensiilor protetice,** respectiv **lățimea suprafețelor ocluzale.** Pentru limitarea valorii momentelor de rotație se impune minimizarea fiecăruia dintre aceste **„brațe".**

Brațul înălțimii coronare funcționează ca atare pentru componentele forțelor direcționate atât de-a lungul axei vestibulo-orale (contacte ocluzale lucrătoare sau de balans, presiuni linguale sau/şi din partea musculaturii periorale), cât şi de-a lungul axei mezio-distale.

Contactele ocluzale cuspid-pantâ ce determinâ componente laterale vor determina de asemenea solicitări corespunzătoare.

Brațul extensiei determină momente de forță mai ales pentru solicitările ocluzale, ce pot avea valori importante. Solicitările vestibulo-orale pot genera de asemenea momente de rotație înjurul axei ocluzo-cervicale.

Brațul lățimii suprafețelor ocluzale influențează în principal momentul forței în cazul solicitârilor verticale. Momentul de rotație în jurul axei meziodistale poate fi redus semmficativ prin îngustarea tablei ocluzale şi/sau printr-o echilibrare ocluzalâ foarte riguroasâ. Practic,' prezența unor solicitări necontrolate la nivelul sistemului poate determina resorbția osoasă cu augmentarea înălțimii coronare; această augmentare a coroanei clinice determină creşterea momentului de rotație şi din nou resorbția osoasă, închizându-se astfel un cerc vicios cu o capacitate distructivă deosebită.

Ca orice sistem mecanic, un **sistem protetic** (respectiv o **RPF)** este supus **fenomenelor de oboseală.** Comportamentul la oboseală al acestui sistem este determinat de:

1. biomaterialele utilizate în refacerea stâlpilor (dacâ procedeul a fost necesar), a : elementelor de agregare şi a intermediarilor precum şi m fixarea lor;

2. designulRPF;

3. parametrii forțelor (intensitate, punct de aplicare, direcție, numărul ciclurilor de solicitare). Solicitârile la care sunt supuse **RPF** pe câmpul protetic, pot determina efecte diverse:

1. deplasarea **RPF** solidare cu dinții stâlpi la nivelul articulațiilor dento-osoase;

2. deformarea elastică/ plasticâ;

3. desprinderea (descimentarea sau mobilizarea şumburilor) de la nivelul **RPF,** atunci când retenția şi stabilitatea acestor restaurări nu este eficient calculată;

4. fractura stmcturii de rezistență sau a placajelor;

5. fenomene patologice la nivelul diferitelor structuri proprii **ADM.**

Unele dintre aceste efecte nu pot fi prevenite m totalitate (deplasarea şi deformarea elastică), dar pot fi reduse până la limite care nu influențează major prognosticul pe termen lung al restaurărilor.

Celelalte efecte (asupra **RPF-** dezinsertia şi fractura, respectiv asupra unor stmcturi ale **ADM)** sunt consecința unui plan de tratament şi/sau tehnologii necorespunzătoare din cursul terapiei şi pot apare din cauze proprii sau drept consecință a insuficientei verificări a mtensitâții primelor efecte (deplasarea şi deformarea).

In aceste condiții, controlul, respectiv prevenirea acestor efecte se impune şi depinde de cunoaşterea în detaliu a parametrilor care le influențează.

10.3.1. INSERȚIE, RETENȚIE ŞI STABILITATE

Retenția şi stabilitatea reprezintă două condiții pe care trebuie să le îndeplinească orice restaurare protetică şi determină decisiv longevitatea acesteia şi exercitarea în bune condiții a funcțiilor sale, motiv pentm care necesită o atenție aparte din partea oricărui practician.

Obiectivarea acestor calităţi nu este însă posibilă decât în condiţiile când RPF poate fi inserată corect la nivelul câmpului protetic.

10.3.1.1. INSERŢIA RESTAURĂRII PROTETICE PARŢIALE FIXE

Aşa cum s-a mai arătat, inserţia corectâ este una din condiţiile de bază pe care trebuie să o satisfacă o restaurare protetică, urmărindu-se stabilirea poziţiei corecte a protezei pe câmpului protetic. De menţionat necesitatea pasivizării suprastructurilor m protetica implantologică unde fricţiunea este contraindicată.

Intre **inserţie** şi **retenţie** există o interdependenţâ strânsă, m sensul că pregătirea câmpului protetic trebuie să satisfacă deopotrivă cele două cerinţe, la care se adaugă cea de-a treia - **stabilitatea.** Şi între inserţie şi stabilitate există o interdependenţă, însă aceasta se realizează tranzitiv, prin participarea retenţiei.

Inserţie <--> retenţie <-^ stabilitate

Practic, medicul stomatolog trebuie să stabilească cel mai eficient compromis m echilibrarea corectă a acestor deziderate, menite să asigure restaurării un comportament biomecanic cât mai bun.

Relaţia de interferenţă dintre inserţie şi retenţie presupune realizarea de preparaţii cu retenţie crescută **prin fricţiune** (pe stâlpii naturali), cu axe paralele şi eliminarea oricăror obstacole care împiedică insertia corectă.

Paralelizarea preparaţiilor dentare va fi cu atât mai delicată, cu cât acestea sunt mai numeroase şi mai ales m condiţiile când axele dinţilor stâlpi au înclinaţii mult diferite, datorită conformaţiilor anatomice particulare sau malpoziţiilor.

Uneori inserţia corectâ a unei proteze fîxe nu este îngreunată numai de caracteristicile dinţilor stâlpi, ci de vecinii acestora. 0 astfel de situaţie poate fi reprezentată de deplasarea prin basculare a molamlui secund m cazul pierderii contactului interdentar cu molarul prim. Pierderea acestui contact poate sa apară m urma unei distrucţii coronare mari datorate cariei, fie în urma pierderii acestui dinte ca urmare a unor complicaţii ale cariei. (fig 10.4.)

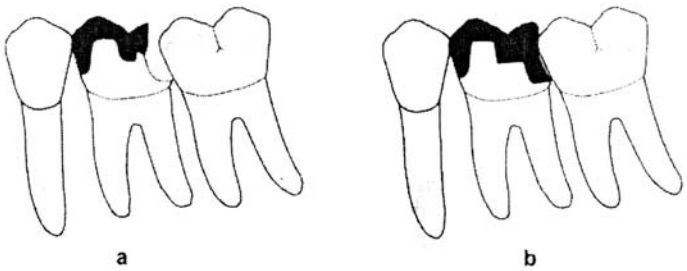


Fig 10.4. Migrarea molarului doi în spatiul produs de carie (a), restaurarea coronară incorectă care menţine poziţia vicioasâ a molarului secund

în primul caz, contactul interdentar este situat spre apical - uneori chiar la nivelul joncţiunii amelocementare. Restaurarea care se poate realiza m acest moment va avea un contur concav şi ambrazura cervicală va fi redusă (papila interdentară va fi traumatizată). *Spaţiul se poate recâştiga prin metoda lui Reagan descrisă de Schillinburg (34).* Se realizează restaurarea

bontului dentar care se prepară ulterior pentm o coroană de înveliş dintr-o râşină acrilicâ. Dupâ ajustarea şi fmisarea ei se cimentează. Apoi se inserâ un separator elastic ortodontic pentm iniţierea deplasârii dintelui adiacent (fig. 10.5.b). în următorea şedinţâ se îndepărtează acest separator şi se introuce de jur împrejurul ariei de contact un fir de sârmă care se răsuceşte şi se îndoaie spre apical (fig. 10.5.c). Bucla se strânge până când pacientul are o senzaţie de presiune. Capătului răsucit i se lasă o lungime de 5-6 mm şi se adaptează astfel încât să nu deranjeze. La intervale de aproximativ o săptămână firul se răsuceşte până când dintele nu se mai deplasează. în acest moment restaurarea provizorie se îndepârteazâ şi se reface contactul interdentar prin adăugarea de răşină acrilică (fig. 10.5.d). Apoi coroana se refmiseazâ şi cimentează;se reaplică un alt fir în jurul noului contact interdentar. In timpul deplasării spre distal a dintelui se pot produce contacte ocluzale premature şi m acest caz se impune ajustarea lor. După ce s-a obţinut spaţiul necesar unei restaurări corespunzâtoare coroana provizorie se îndepărtează şi se realizează o **RPF** de duratâ care se cimentează.

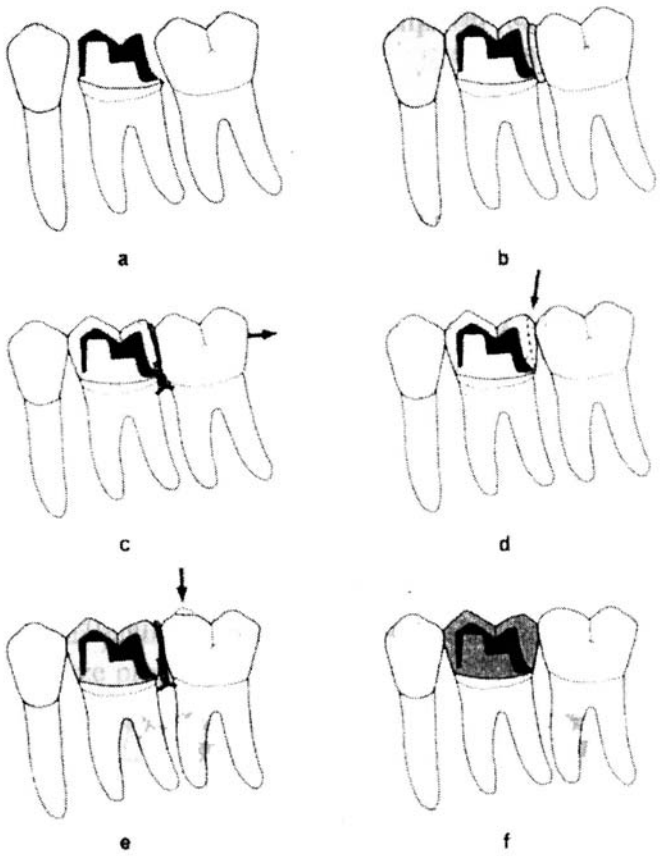


Fig. 10.5. Prepararea dintelui pentru o coroană de înveliş (a), separatorul elastic (b), firul rasucit duce la deplasarea molarului doi (c), completarea cu acrilat a coroanei provizorii (d), şlefuirea contactelor premature (e), restaurarea finala(f).

Un alt caz poate fi reprezentat de edentaţia molarului prim inferior cu migrarea prin basculare a molarului secund şi a celui de minte (fig.10.6.)

Dacă interferenţa determinată de extremitatea mezială a molarului de minte se readuce, problema poate fi rezolvată prin reconturarea feţei meziale a acestuia sau aplicarea unei restaurări conformate corespunzător (dacă suprafaţa respectivă este afectată de o leziune carioasâ. Cu toate acestea, molarul secund preparat cu feţe proximale foarte convergente (datorită poziţiei oblice) va necesita preparaţii speciale pentru îmbunătâţirea retenţiei, reprezentate de şanţuri pe feţele

orală şi vestibulară (35).

Atunci **când basculareа este mai importantă, este necesar un tratament ortodontic** pentru corectarea poziției molarului secund. Pe lângă corectarea poziției, terapia ortodontică oferă şi posibilitatea transmiterii forțelor ocluzale într-un mod mai apropiat de fiziologic. Cea mai eficientă modalitate de corectare a poziției molarului secund se obține printr-un tratament ortodontic fix (16), aşa cum se observă în figura 10.7.

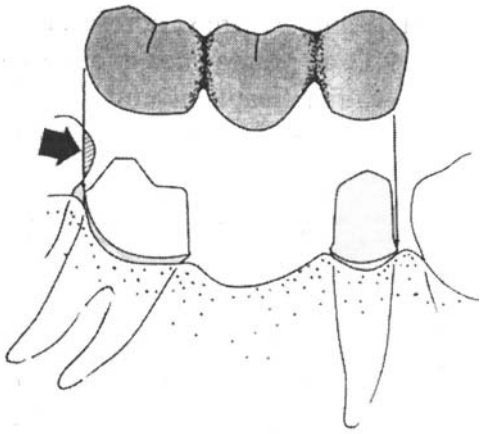


Fig.10.6. Edentația molarului prim inferior cu migrarea prin basculare a molarului secund şi a celui de minte. Inserția unei RPF agregate pe premolarul şi pe molarul secund poate fi împiedicată de extremitatea mezială a molarului de minte.

în aceste condiții, se impune şi îndepărtarea molarului de minte, pentru facilitarea deplasării molarului secund. Imediat după obținerea rezultatului dorit, dinții desemnați ca stâlpi se vor prepara şi se va aplica o restaurare protetică provizorie, pentru prevenirea recidivei.

Dacă însă corectarea ortodontică nu este posibilă, sau nu are decât un efect parțial, se va realiza totuşi o restaurare fixă, întrucât cercetări de fotoelasticitate (16), respectiv prin metoda elementelor finite (48) au arătat că solicitările ocluzale recepționate de un asemenea molar înclinat vor fi mai reduse m condițiile protezării decât m absența ei; cu alte cuvinte, protezarea intervine benefic prin dispersarea forțelor la nivelul mai multor dinți stâlpi.

0 altemativă interesantă m rezolvarea acestor situații este reprezentată de realizarea unui element de agregare distal tip coroană parțială (39), cu menajarea feței distale a stâlpului, pentru a asigura posibilitatea inserției punții (fig.10.7.). Evident, această metodă poate fi aplicată doar în condițiile m care fața distală a stâlpului m cauză este integră şi tendința la carie a pacientului este redusă.

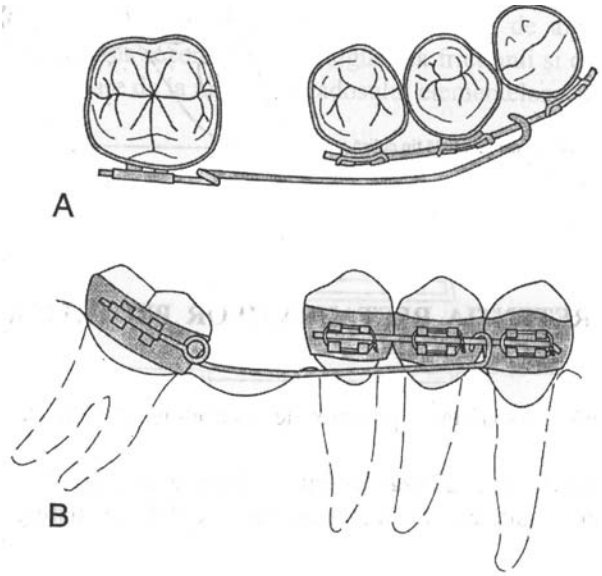


Fig.10.7. Dispozitiv ortodontic fix destinat corectării poziției molarului secund basculat spre mezial: A) aspect ocluzal; B) aspect vestibular.

Alte soluții constau în realizarea de elemente de agregare tip coroane telescopate, cu nervuri de ghidaj, care se adresează şanțurilor corespunzătoare de la nivelul capelor primare (fig.10.9.), sau promovarea unor conexiuni mai elastice (culise) (fig.10.10). Dispozitivul de culisare va fi aplicat la

nivelul stâlpului mezial, întrucât plasarea sa pe molar nu ar împiedica eficient bascularea m continuare a stâlpului distal sub acțiunea solicitărilor ocluzale.

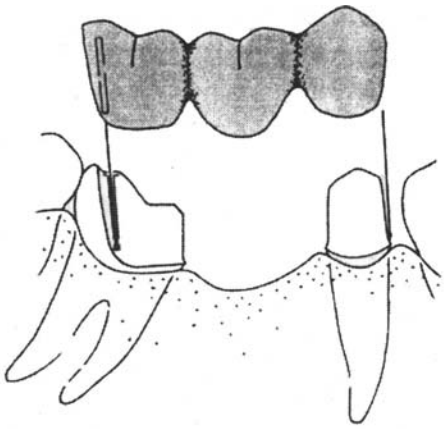


Fig. 10.8. Protezâ fixâ cu element de agregare distal reprezentat de o coroană parțialâ ce lasâ indemnâ suprafața distală a molarului secund, în vederea evitării interterenței determinate de prezența plonjantă a molarului de minte..

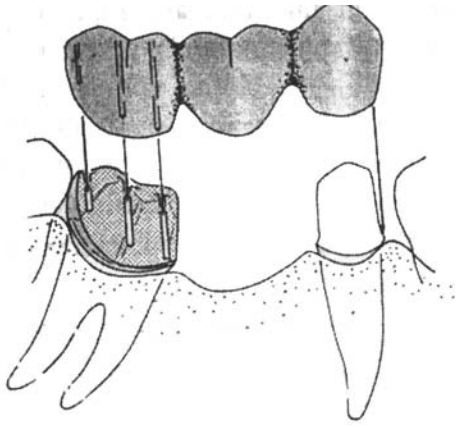


Fig. 10.9. Proteză fixă cu element de agregare distal gen coroaiiă telescopată cu nervuri.

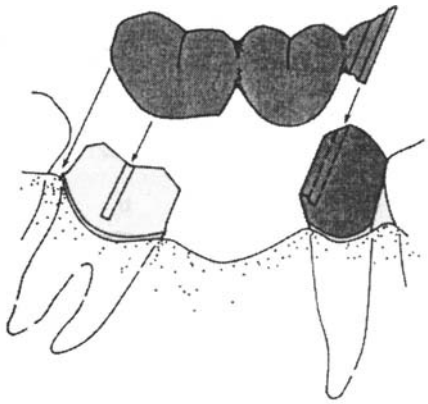


Fig.10.10. Punte dentarâ cu agregare mezială tip culisâ.

10.3.1.2. RETENȚIA RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE

> , **Retenția** se referă la capacitatea protezei de a se opune eficient desprinderii verticale de pe câmpul protetic.

Termenul de retenție este utilizat diferit în diverse contexte, de aceea sunt necesare înainte de toate anumite clasificări şi chiar precizărL Astfel, se disting mai multe tipuri de retenție:

1. Retenție mecanică:

a. macromecanicâ - geometricâ;

b. macro-micromecanică - prin fricțiune;

c. micromecanică.

2. Retenție fizico-chimică:

a. forțe tip Van der Waals;

b. legături de hidrogen;

c. forțe de atracție electrostatică;

d. legături chimice.

Retenția macromecanică obținutâ geometric, prin design, se realizeazâ, de exemplu în cazul unei cavități preparate pentru o obturație de amalgam (fig.l0.9-a). în acest caz, pereții cavității sunt preparați divergent spre baza cavității, determinând ca, odată ce amalgamul a facut priză, obturația să nu mai poată fie extrasă din cavitate, decât cu prețul ablației acesteia sau al fracturii unuia sau mai multor pereți dentari. 0 astfel de cavitate, este denumitâ m mod curent retentivă şi este improprie pentru inserția şi fixarea unei restaurări protetice realizate m afara cavității bucale, cum sunt diferitele tipuri de incrustații intratisulare. Bonturile preparate cu cel puțin două fețe axiale uşor divergente spre ocluzal sunt denumite de asemenea retentive şi nu permit inserția şi adaptarea corectă a unui **RPF** unidentare de acoperire. Mai multe preparații dentare, destinate realizării unei **RPF** şi executate m axe diferite, determină de asemenea o structură retentivă, la nivelul căreia piesa protetică nu va putea fi inserată şi adaptată corect.

Retenția macro-micromecanică, prin fricțiune se realizează grație forțelor de frecare care apar la nivelul a cel puțin două suprafețe dentare, m mod ideal paralele, şi contribuie major la menținerea restaurării în poziție corectă câmpul protetic. Această fricțiune depinde de mgozitatea suprafețelor interesate, de suprafața de contact etc.

In practică, nu se pot obține suprafețe perfect paralele, şi de multe ori tendința de a realiza un paralelism eşuează m obținerea de suprafețe retentive, astfel că sunt considerate rezonabile convergențe de **6-10°** pentru bonturi destinate coroanelor de acoperire, respectiv divergențe de valori similare pentru incrustații intratisulare (fig.lO.ll.b). Pe de altă parte, acest unghi de convergență oferă un compromis rezonabil între asigurarea fricțiunii şi capacitatea de evacuare a surplusului de material de fixare de la nivelul intradosului elementelor de agregare.

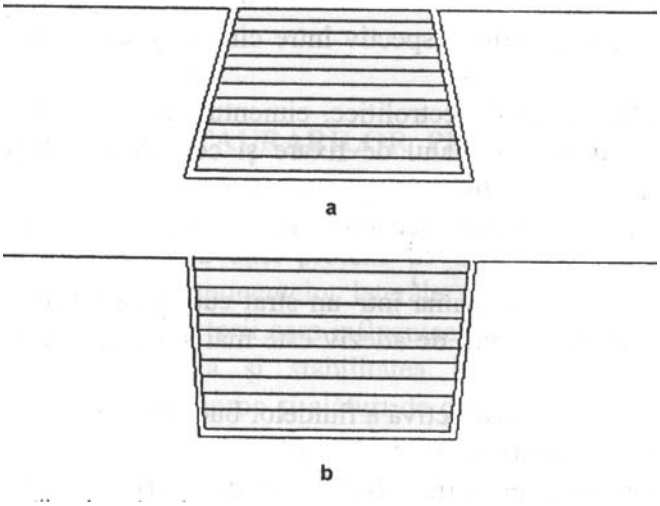


Fig. 10.11. Designuri de preparații cavitare:a) cavitate preparată pentru obturații din materiale plastice (amalgame, CIS) - retenție rnacromecanică geometrică; b) cavitate preparatâ pentru incrustații intratisulare (inlay) - retenție prin fricțiune.

Astfel de preparații vor fî denumite **retentive prin fricțiune.** La fixitatea pieselor protetice respective contribuie şi materialul de fixare, care, de la caz la caz, va promova un sistem de retenție micromecanică (cimenturile clasice), respectiv o adeziune fizico-chimică (cimenturile modeme).

Retenția micromecanică se realizează prin pătmnderea adezivilor m microasperitățile de la nivelul substratului şi necesită uneori condiționări specifice ale acestuia, pentru a îmbunătăți umectabilitatea de către adeziv. De la descoperirea gravajului acid al smalțului m 1955 de către Buonocore, stomatologia restaurărilor adezive a revoluționat profesiunea noastră, la ora actuală tehnicile de colaj incluzând şi metode de **adeziune fizico-chimică** şi excelând prin eficiență, uşurință în utilizare şi disponibilitate.

Retenția **RPF** dentare se apreciază m funcție de:

1. retenția de la nivelul elementelor de agregare, considerate invidual ca unități de retenție;
2. retenția ce rezultă din numărul şi poziția relativâ a elementelor de agregare.

10.3.1.2.1. RETENȚIA ELEMENTELOR DE AGREGARE

Retenția elementelor de agregare depinde de o serie de parametri, tipuri constructive şi condiții particulare, după cum urmează: morfologia şi prepararea dinților stâlpi; tipul şi proprietățile materialului de fixare; concepția, modalitatea de realizare şi calitatea execuției tehnice a elementelor de agregare. Aceste aspecte ale retenției elementelor de agregare sunt tratateîn capitolul 11.2.1. ,

Posibilitățile tehnico-materiale şi umane ale practicianului influențează de asemenea retentivitatea diferitelor preparații prin faptul că influențează calitatea finală a preparațiilor şi măsura în care acestea se înscriu în cerințele specifice. Astfel, utilizarea unui instmmentar rotativ eficient şi corect ales, dublatâ de o manualitate corespunzâtoare, constituie premise importante m obținerea de rezultate superioare.

Tipul şi proprietățile materialui de fixare

Utilizarea la fixare a cimenturilor clasice, zinc-fosfatice (materiale care şi-au probat calitățile de-a lungul istoriei lor de peste 100 de ani) face apel doar la retenția mecanică, între ciment şi preparații, pe de o parte, respectiv între ciment şi elementele de agregare, pe de altâ parte.

Cimenturile modeme (polielectrolitice, cimenturi-râşini etc.) oferă şi posibilitatea unor legături fizico-chimice între materialul de fixare şi cele două substraturi, motiv pentru care fixarea pe care o oferâ este, cel puțin teoretic, superioară.

Ambele categorii de materiale reclamă câteva condiții pentru etalarea calităților necesare scopului propus:

1. posibilitatea de a se exprima într-un strat cât mai subțire (granulație fină), cunoscut fiind faptul că, cu cât stratul de adeziv este mai subțire, cu atât rezistența îmbinării este mai mare;
2. rezistență la acțiunea distructivă a fluidelor bucale;
3. preparare corectă (factoml uman).

în plus, cimenturile modeme impun condiționări speciale la nivelul celor două substraturi, de a căror acurateţe depinde adeziunea fizico-chimicâ respectivâ.

Utilizarea la fixare a şuruburilor este practicată mai ales la **RPF demontabile** sau a celor cu **sprijin implantar** şi reprezintă o metodă care, pe lângă durabilitate, oferă şi avantajul posibilității de dezinserție a punții, atunci când acest lucm se impune (vezi cap. 22.10 şi 22.11).

Concepția, modalitatea de realizare şi calitatea execuției tehnice a elementelor de agregare

Retentivitatea elementelor de agregare depinde şi de alegerea lor corectă m raport cu situația clinică specifică (morfologia dinților, întinderea breşei, starea de sănătate parodontală, tendința la carie, atenția pe care o acordă pacientul igienizării, exigența fizionomică a acestuia, posibilități tehnico-materiale etc.); se va urmări întotdeauna alegerea celui mai eficient compromis.

Calitatea execuției tehnice a elementelor de agregare va modifica direct o serie de parametri care influențează retenția:

1. gradul de adaptare la nivelul suprafețelor bonturilor - fricțiunea;
2. adaptarea cervicală, cu gradul de expunere a materialului de fixare acțiunii fluidelor orale'

10.3.1.2.2. RETENȚIA CE REZULTÂ DINNUMĂRUL ŞI POZIȚIA RELATIVĂ A ELEMENTELOR DE AGREGARE

Retenția **RPF** m ansamblul ei nu reprezintâ doar o însumare a retențiilor elementelor de agregare; această calitate necesită o apreciere naunțată m funcție de mai multe variabile:

1. diferența de retentivitate între diferitele elemente de agregare poate afecta negativ longevitatea întregii restaurări care va fi susceptibilă de a ceda la nivelul celei mai slabe verigi, reprezentate de elementul de agregare cu retentivitatea cea mai scăzută;
2. măsura m care se obține paralelismul preparațiilor în condițiile unei retentivități individuale cât mai bune a elementelor de agregare (este uşor de obținut un paralelism între bonturi cu convergențâ crescută a fețelor axiale şi mult mai dificil de realizat această cerință m condițiile unor preparații individuale corecte, cu convergență de 6-10°);
3. prezența malpozițiilor la nivelul dinților stâlpi influențează negativ retenția de ansamblu, întrucât, de multe ori executarea de preparații cu axe paralele nu este posibilă decât în condițiile unor bonturi cu convergențe crescute ale fețelor axiale.

10.3.1.3. STABILITATEA RESTAURĂRILOR PROTETICE PARȚIALE FIXE

Stabilitatea reprezintâ calitatea unei proteze de a se opune eficient acțiunii forțelor dislocante cu direcție laterală sau componentelor laterale ale diferitelor forțe ce se exercită m varii circumstanțe la nivelul **ADM.** Factorii care influențează stabilitatea sunt tratați m capitolul 11.2.2. Se poate aprecia că retenția şi stabilitatea **RPF** reprezintă două caracteristici interdependente, care se potențează reciproc şi alături de calitatea refacerii raporturilor ocluzale prin protezare, influențează decisiv longevitatea acestui tip de restaurări.

10.3.2. DEPLASAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE PARȚIALE FIXE ÎN ÎNTREGIME

Pentru majoritatea **RPF** există un un centru geometric în care se proiectează rezultantele celor două categorii de forțe care acționează asupra acestor proteze (solicitâri funcționale şi parafuncționale, respectiv reacțiunile parodontale corespunzătoare dinților stâlpi). Daca aceste rezultante se intersectează într-un punct, atunci restaurarea ca sistem unitar nu va suferi rotații m raport cu acest punct, deoarece niciuna dintre forțe nu va exercita acțiune de pârghie m raport cu el. în alte condiții, apariția momentelor rezultante de rotație va determina deplasâri mai mult sau mai puțin importante la nivelul unei **RPF.**

Prezența protezelor parțiale fixe la nivelul **ADM** determină ca, mişcarea de la nivelul unui dinte stâlp să se transmită, m grade variabile (în funcție de o serie de parametri ai intermediarilor- lungime, rigiditate, direcție etc.) celorlalți dinți stâlpi. lată deci că, în condițiile tratamentului prin **RPF,** gradul de independență al unităților dento-parodontale utilizate drept stâlpi se reduce major, datorită conexiunii cvasirigide pe care o asigură restaurarea (tig.10.12.).

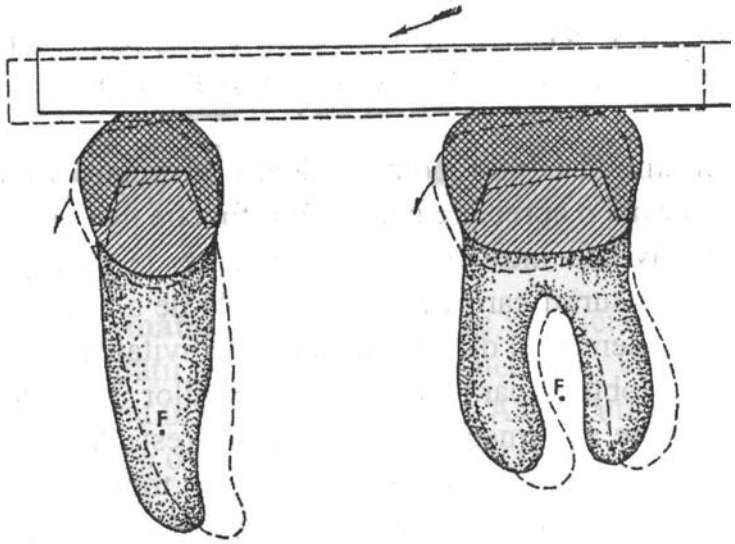


Fig. 10.12. Conexiunea cvasirigidă pe care o realizează o RPF la nivelul stâlpilor, determina în condiții de solicitare ca deplasarea să intereseze toate componentele sistemului (restaurare + dinți stâlpi).

Dacă o proteză fixată pe dinții stâlpi este supusă unei forțe verticale uniform distribuită pe toți dinții stâlpi, atunci solicitarea se va transmite vertical la nivelul parodonțiului de susținere al acestora (fig.10.13.), determinând extensia ligamentelor periodontale, cu exceptia celor apicale, care vor fi supuse unei compresium, sau mai corect relaxâri. **Asemenea situații ideale nu se întâlnesc însă de obicei m practică,** forțele au direcții variabile, acționează deseori localizat, determinând de cele mai multe ori solicitări inegale la nivelul stâlpilor.

Se ştie că unitățile dentare supuse unor forțe paraaxiale pot suferi rotații în jurul unui punct numit hipomochlion, situat în general la unirea treimii apicale cu treimea medie a rădăcinii. Odată ce dinții devin stâlpii unei **RPF,** fortele aplicate pe aceste proteze determină mişcâri ale **ansamblului dinți stâlpi -restaurare, centrul de rotație fiind situat undeva între dinții stâlpi,** la nivelul unui plan situat m dreptul treimii medii a rădăcinilor (45). Astfel, în situația unei punți cu patru elemente, fixată pe premolarul prim şi pe molarul secund, dacă premolarul este supus unei presiuni ocluzale, el va suferi o intruzie temporară. Dacă forța se aplică mai ales la nivelul stâlpului distal, se va produce de asemenea o intruzie variabilă m

funcție de orientarea rădăcinilor acestui molar.

Astfel, dacâ rădâcinile sunt curbate spre distal (situația cea mai frecventă), intruzia va fi mai redusă, întmcât direcția râdăcinilor este mult decalată m raport cu direcția de intmzie (situatâ la nivelul unui arc de cerc, cu concavitatea spre stâlpul mezial). Dacă însă, rădăcinile sunt drepte sau curbate spre mezial (situații mai rare), direcțiile lor vor fi mai apropiate de direcția de intmzie, deci aceasta va fi mai importantă.

Solidarizarea a doi dinți cu mobilități dentare mult diferite (unul ferm şi celălalt mobil) **prin intermediul unei RPF nu este de dorit,** întmcât, datorită mobilității dintelui cu implantare mai deficitarâ, la solicitarea punții, elementul de agregare al acestuia se va deplasa mai uşor, exercitând un efect de pârghie asupra dintelui cu implantare fermă, putând conduce m timp la creşterea mobilității acestuia (fig. 10.14).

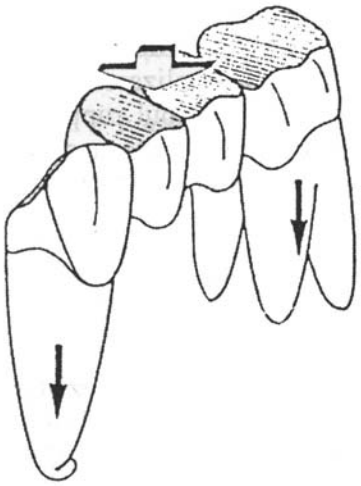


Fig. 10.13. RPF supusâ unei solicitări verticale, care asigură transmiterea forțelor în axul dinților stâlpi.

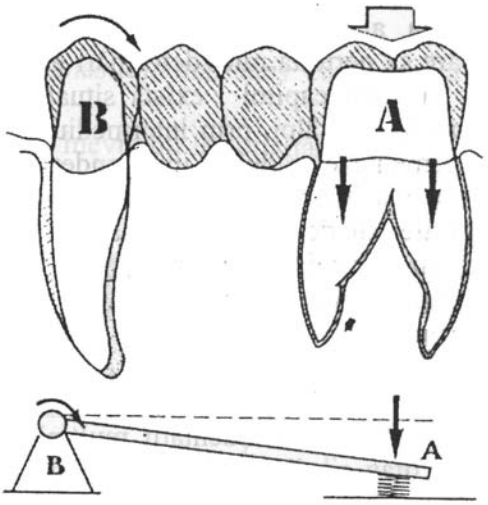


Fig. 10.14. Solicitarea tip pârghie care apare în condițiile inserârii unei RPF la nivelul unor stâlpi cu grade diferite de mobilitate; intruzia iinportanta a stâlpului mai mobil (molarul prim, în schema) determina apariția unui moment de rotație, cu suprasolicitarea stâlpului mai puțin mobil.

Deplasârile **RPF** pot exercita efecte negative asupra dinților stâlpi (creşterea mobilității, afectarea pachetului vasculo-nervos apical, fenomene disortodontice etc.) şi, din aceste motive necesită un control atent.

10.3.3. DEFORMAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE PARȚIALE FIXE

Prin construcția lor, **RPF** se caracterizează prin structuri de rezistență liniare sprijinite pe un număr variabil de puncte (în cazul acesta - dinții stâlpi). Situația cea mai simplă este cea a **RPF** sprijinite pe doi dinți stâlpi, situați la extremitățile sale, aidoma unui pod sprijinit pe cele

două maluri ale unui râu. Din punct de vedere biomecanic prezintă importanță rigiditatea stmcturii de rezistență, întmcât forțele exercitate la nivelul corpului de punte tind să-1 încovoaie (fig. 10.17.), cu consecințe nedorite, cum ar fi:

1. solicitarea paraaxială a dinților stâlpi;
2. descimentarea elementelor de agregare;
3. fractura materialului de placare;
4. persistența unei deformări permanente, cu efecte disortodontice asupra dinților stâlpi şi alterarea raporturilor ocluzale.

De aceea, **este de dorit ca alegerea designului, a materialului, precum şi situația clinică să permită obținerea unei rigidități minime necesare.** 0 rigiditate absolută nu este practic realizabilă şi nici nu este de dorit, întrucât toate componentele **ADM** prezintă o anumită elasticitate, menită să amortizeze diferitele solicitări la care este supus acest sistem, iar **•introducerea unei piese ri^ide în interiorul unui sistem elastic, nu face decât să tulbure funcționalitatea acestuia.** In aceste condiții, intermediarii trebuie să prezinte o anumită elasticitate care să permită mici deformări elastice, cu revenirea la starea de echilibru. Aşa cum se va vedea în acest capitol , există situații clinice eare presupun realizarea unei conexiuni articulate între dinții stâlpi, prin mtermediul unor sisteme speciale de tipul mptorilor de forțe, menite să augumenteze gradul de independență al unităților dentare desemnate ca stâlpi.

Deformarea intermediarilor sub acțiunea unei forțe verticale care acționează la nivelul zonei lor centrale este dependentâ de mai mulți factori:

1. mărimea forței;
2. materialul dm care este realizată structura de rezistență a **RPF;**
3. lungimea traveei;
4. designul intermediarilor.

La ora actuală singurele materiale capabile să asigure structura de rezistență a **RPF** destinate restaurărilor unor edentații multiple sunt metalele, de la aliajele nobile şi nenobile tradiționale, la titan şi aliaje de titan. **Dintre acestea, cel mai bine se comportă aurul înalt aliat, aliajele Co-Cr şi cele de titan.** Utilizarea titanului nealiat (salutară m vederea asigurării biocompatibilității maxime) presupune supradimensionarea structurii de rezistență a restaurărilor, întrucât modulul de elasticitate al acestui metal este de circa două ori mai redus în comparație cu cel corespunzător aliajelor de Co-Cr, de exemplu.

Lungimea corpului de punte influențează major rezistența sa la încovoiere, m sensul că această rezistență se reduce dramatic cu creşterea lungimii (fig.10.17).

Practic, **gradul de încovoiere a RPF este proporțional cu lungimea traveei** ridicată la puterea a treia, ceea ce înseamnă că dublarea lungimii corpului de punte, va determina creşterea încovoierii de 2^3 ori, adică de opt ori.

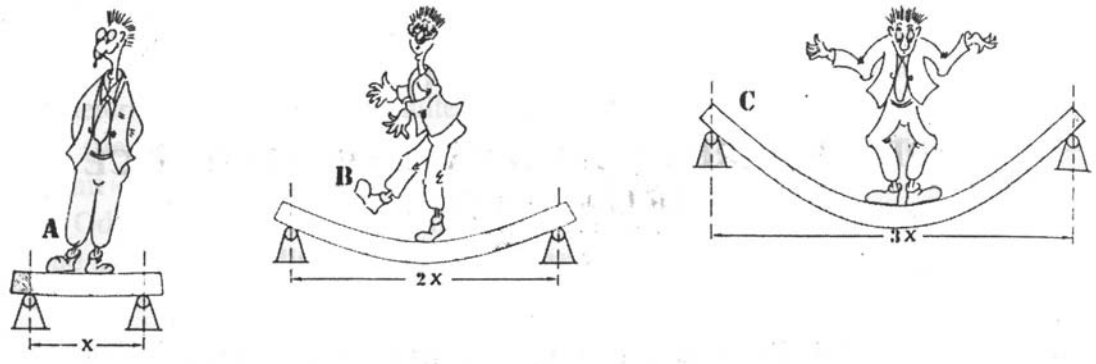


Fig.10.15. Reducerea rezistenței laîncovoiere a unei RPF pe stâlpi naturali datorită creşterii lngimii acesteia (35).

De aceea, corpurile de punte întinse. necesită supradimensionări corespunzătoare ale structurii de rezistență.

In vederea asigurării unei rigidități cât mai ridicate a intermediarilor, este necesar ca structura de rezistență să prezinte un diametru cât mai mare în sens cervico-ocluzal, adică în direcția principală a exercitării forțelor (fig.10.16.).
Satisfacerea acestei condiții poate fi îndeplinitâ în situațiile clinice când dimensiunea cervico-ocluzală a spațiului edentat este redusă. In astfel de situații, se va recurge la redimensionarea spațiului edentat (gingivo-alveoloplastie), mai ales când acesta este întins mezio-distal.

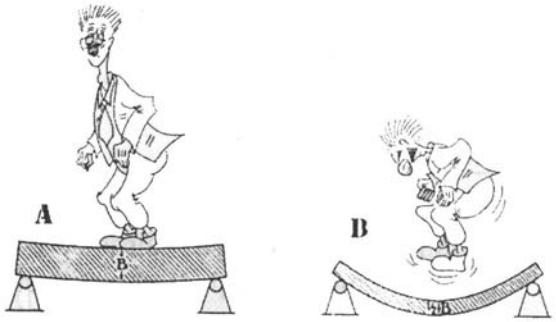


Fig.10.16. Rezistența la încovoiere este proporționalâ cu dimensiunea verticală a structurii de rezistența (35).

Aşa cum s-a arătat, deformările **RPF** conduc inevitabiHa solicitări ale stâlpilor, care pot determina deplasâri ale acestora (mobilitate secundară) sau descimentări (fig.10.17.).

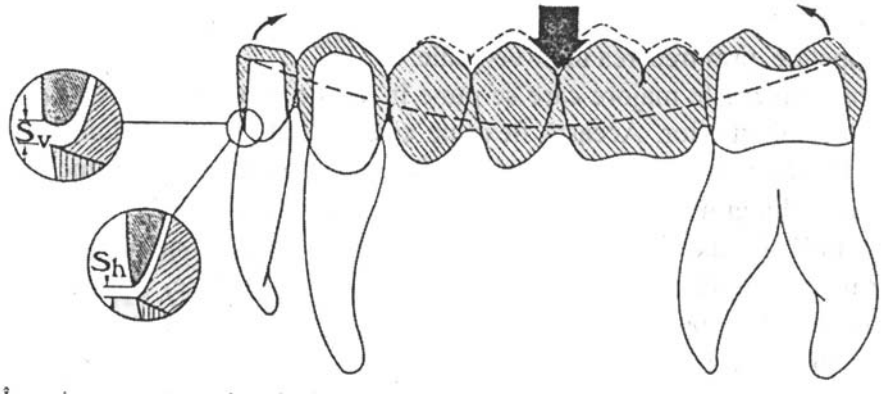


Fig.10.17. încovoierea repetată a unei punți întinse poate conduce la descimentarea unuia sau mai multor elemente de agregare.

Discrepanța între rigiditatea relativă a **RPF** şi mobilitatea infrastructurilor biologice conduce la apariția de tensiuni, care pot deveni nocive atât pentru componentele restaurării, cât şi pentru structurile **ADM.** Probleme deosebite pot apare m condițiile deformărilor elastice macroscopice ale substratului osos. în acest context, modificările dimensionale transversale ale mandibulei sunt arhicunoscute. **Restaurările fixe întinse la nivelul mandibulei** (şi mai ales **RPF totale** de la acest nivel) **reprezintă prin construcția lor constrângeri ale deformărilor structurilor osoase. Apare astfel o contradicție între tendința de deformare a mandibulei şi rezistența pe care o opun restaurările fixe în acest sens,** cu solicitări consecutive la nivelul zonelor de interferență dintre restaurare şi osul mandibular, reprezentate de dintii stâlpi sau implante. Din aceste contradicții poate rezulta afectarea unora dintre elementele participante, manifestate prin: mobilitate la nivelul dinților stâlpi şi implantelor, fractură a materialului de placare (mai ales la nivelul caninilor) şi descimentări ale elementelor de agregare de pe stâlpii distali.

10.3.4. COMPORTAMENTUL BIOMECANIC AL RESTAURĂRILOR FIXE REALIZATE ÎN DIFERITE VARIANTE DE ELABORARE

Dateîe prezentate până acum reprezintă considerente de ordin general, caracteristice tratamentului prin **RPF.** Ele trebuiesc apreciate nuanţat m raport cu diferitele tipuri de proteze, care se adresează unor situaţii clinice particulare; altfel spus succesul pe termen lung nu poate fi garantat decât în condiţiile unui tratament individualizat. în cele ce urmează vom prezenta unele aspecte biomecanice referitoare la diferite categorii de restaurări dentare, cu particularităţile corespunzătoare.

10.3.4.1. RESTAURĂRI FIXE CU SPRIJIN PE DOI STÂLPI, DISPUŞI LA CELE DOUĂ EXTREMITĂŢI

RPF cu sprijin mezial şi distal se comportă întocmai unui pod sprijinit pe două maluri, supus la sarcini repetate, prin trecerea unor vehicule.

Una dintre problemele majore care se pune în aceste condiţii este reprezentată de flexia punţii sub influenţa solicitărilor. Această flexiune este cu atât mai importantă cu cât lungimea intermediarilor este mai mare; practic încovoierea este proporţională cu lungimea traveei, ridicată la puterea a treia. 0 lungime importantă a corpului de punte nu pune probleme deosebite m condiţiile intercuspidării maxime fară interpunerea alimentelor între arcade, întmcât solicitările sunt cvasiuniform repartizate pe suprafaţa ocluzală a restaurării fixe. Situaţia se modifică m momentul când se interpune bolul alimentar, care determină o solicitare localizată într-o anumită zonă a **RPF.**

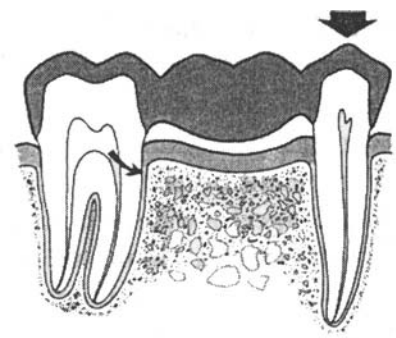


Fig.10.18. Solicitarea la nivelul unuia dintre elementele de agregare ale unei restaurări determină, pe lângă deplasarea acesluia şi a dintelui stâlp respectiv, o deplasare corespunzătoare la nivelul celuilalt ansamblu stâlp-element de agregare.

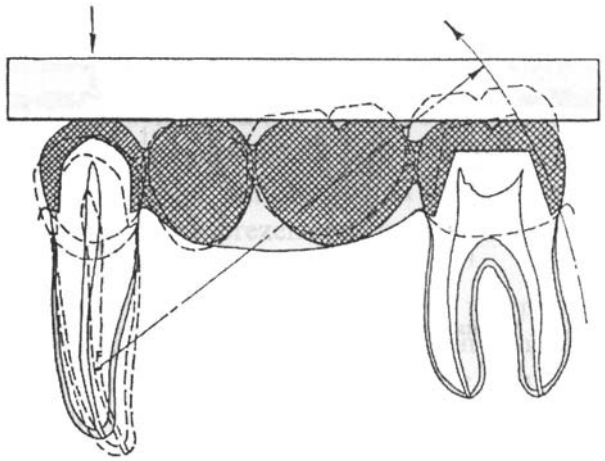
Aşa cum s-a mai arătat, în condiţiile când un obiect de consistenţă crescută (corp străin m alimente, os, sâmbure etc.) ajunge pe suprafaţa ocluzală a restaurării, întreaga forţă a _ musculaturii ridicătoare a mandibulei se concentrează practic într-o singură zonă. Dacă reflexele proprioceptive şi nociceptive nu reuşesc să determine o reducere rezonabilă a forţei neuromusculare la momentul respectiv, solicitarea brutală la nivelul **RPF** poate avea efecte negative importante, cum ar fi descimentarea, fractura materialului de placare, fractura unui bont etc.

Atunci când o forţă acţionează, de exemplu pe suprafaţa ocluzală a unuia dintre elementele de agregare al unei **RPF** din trei elemente, dintele stâlp respectiv va suferi o deplasare variabilâ, m funcţie de intensitatea forţei aplicate şi rezilienţa parodontală proprie (fig. 10.18.)

Direcţia mişcării este în funcţie de direcţia forţei aplicate, care depinde printre altele şi de morfologia suprafeţei ocluzale respective. **Dintele stâlp de la extremitatea opusă va suferi o rotaţie de intensitate variabilâ,** m funcţie de rezilienţa sa parodontalâ. Practic

rezilienţa parodontală a dinţilor stâlpi oferă condiţii pentru amortizarea diferitelor solicitări de la nivelul restaurârilor, cu menţinerea retenţiei acestora la nivelul stâlpilor.

Fig. 10.19. reprezintă schematic o punte din patru elemente (două elemente de agregare şi doi intermediari) la care dintele stâlp . mezial (premolaml prim) se caracterizează printr-o implantare deficitară, în timp ce valoarea parodontală a stâlpului distal (molarul secund) este foarte bună. 0 forţă ocluzală aplicată anterior la nivelul premolarului, datorită solicitării tip pârghie pe care o provoacă, va avea tendinţa, ca pe lângă bascularea stâlpului distal, să desprindă puntea de pe acest stâlp, solicitând retenţia elementului de agregare de la acest nivel. Este limpede că în aceste condiţii stâlpul distal va trebui să fie astfel preparat încât să asigure o retentivitate maximă elementului de agregare corespunzător (pereţi proximali de convergenţă minimă, mijloace suplimentare de retenţie - casete, şanţuri).



.Fig.10.19. Posibilitatea dislocarii unei restaurâri în condniile când unul dintre elementde de agregare se caracterizeaza printr-o implantare deficitară.

10.3.4.2. RESTAURĂRILE FIXE CU SPRIJIN PE TREI STÂLPI ÎN TRATAMENTUL EDENTAŢIILOR INTERCALATE

Realizarea unei **RPF** cu trei puncte de sprijin, complică modul m care se transmit forţele la acest nivel, fapt confirmat şi de unele date din literatură (9, 18, 30, 38, 43).

Atunci când o astfel de restaurare este solicitată ocluzal la nivelul unui element de agregare de la o extremitate, deplasarea restaurării va fi dictată de raporturile dintre rezilienţele parodontale ale celor trei dinţi stâlpi. în condiţiile când rezilienţele parodontale ale celor trei dinţi stâlpi sunt comparabile, sau cel puţin cele ale dinţilor stâlpi corespunzători elementelor de agregare asupra cărora nu se exercită fbrtă, tendinţa punţii este de basculare în jurul sprijinului central (aşa cum consideră, de altfel o mare parte dintre practicieni - fig. 10.20). 0 astfel de mişcare determină solicitarea retenţiei restaurării, putând antrena descimentarea la nivelul extremităţii cu retenţia cea mai scăzută; practic, sistemul funcţionează ca un balansoar la nivelul sprijnului central (9, 13, 14, 18, 30,34,37,41),

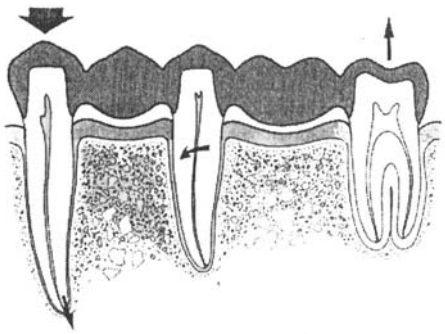


Fig. 10.20. Tendinţa la basculare a unei punti **cu** triplu sprijin în condiţiile solicilarii unei extremităţi.

Dacă însă, stâlpul central prezintă o implantare parodontală mai scăzută, mişcarea de rotaţie va avea centml situat la nivelul stâlpului unde nu se exercită

solicitare, situația fiind comparabilă din acest punct de vedere cu cea a unei RPF cu sprijin la cele două extremități (fig. 10.21.).

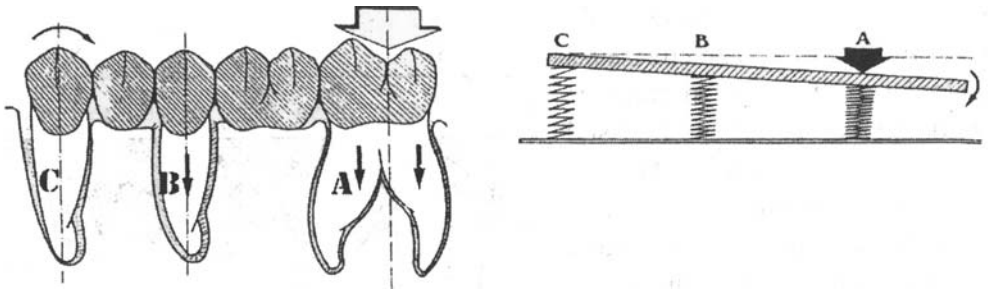
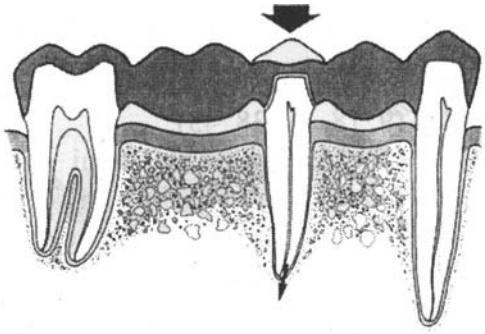


Fig.10.21. Solicitarea unei punți cu triplu sprijin la nivelul uneia dintre extremități poate determina efect de pârghie la nivelnl celeilalte extremitâți, dacă rezilienta parodontalâ a stâlpului central permite acest lucru.

Rezilienta parodontală crescutâ a stâlpului central va favoriza flexia punții în condițiile solicitârii centrale a restaurării, cu înfundarea localizată a acestuia şi chiar afectarea retenției sale, cu descimentare consecutivâ (fig. 10.22.). De altfel, chiar şi m condițiile unor rezilienţe parodontale comparabile la nivelul celor trei dinți stâlpi, solicitarea centralâ va determina flexiunea punții cu consecințele cunoscute, aşa cum au constatat Standlee şi Caputo (40), m urma unor cercetări de fotoelasticitate pe modele artificiale. Autorii menționați atribuie, m mecanismul cedâri unei punți cu sprijin triplu, un rol primordial încovoierii punții (chiar în prezența stâlpului central) şi mai puțin basculării acesteia.

In vederea evitării imor probleme complexe şi insuficient controlate pe care le pot pune **RPF** de mare întindere şi cu sprijin multiplu, realizarea lor din elemente separate legate prin conexiuni elastice de tipul mptorilor de forte e*ste uneori salutară (33). 0 astfel de soluție constructivă este prezentată m fig. 10.23 şi caracterizează de obicei **RPF** mobilizabile şi pe cele cu spijin mixt dento-implantar.



Fjg. 10.22. încovoierea punții sub acțiunea unei solicitâri centrale, în condițiile în care stâlpul central prezintâ o implantare deficitarâ (sistemul se comportă asemânâtor cu o restaurare cu dublu sprijin, mezial şi distal).

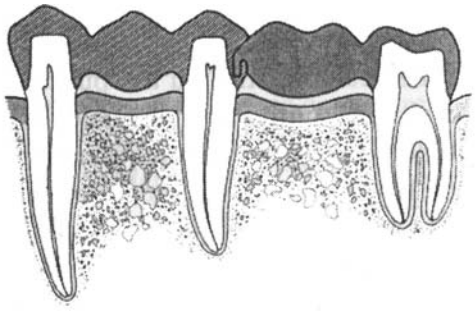


Fig. 10.23. RPF cu triplu sprijin, realizatâ din subansamble articulate (ruptori de forțe).

Promovarea mptorilor de forțe tinde să determine creşterea stressului asupra bonturilor de pe partea solicitatâ, în condițiile unei solicitâri verticale, în timp ce stressul recepționat de bonturile corespunzătoare părții nesolicitate vor fi mai reduse (41)

Practic, rațiunea uti*lizării ruptorilor de forțe este reprezentată de secționarea restaurării m elemente separate, m vederea unei recepționări cât mai individualizate a solicitărilor de către

dinţii stâlpi.

Stânilă (41) a semnalat anumite observaţii asupra edentaţiilor latero-laterale tratate prin punţi sprijinite pe trei dinţi stâlpi. Astfel, după perioade de 1 - 1,5 ani de la fixarea restaurărilor, o parte din pacienţi s-au prezentat cu dureri intense la nivelul bonturilor intermediare, insistând chiar asupra îndepărtării lucrărilor protetice respective şi a extracţiei dinţilor incriminaţi. Durerea dominantă era la percuţie şi neconcludentă la agenţi termici şi electrici; examenul radiologic era de asemenea nerelevant. După ablaţia restaurărilor respective s-a constatat că stâlpii intermediari erau vitali şi mai dureroşi la percuţia vestibulo-orală, mezio-distală şi la rotaţie în ax, şi mai puţin dureroşi la percuţia m ax. După îndepărtarea protezelor, simptomele au fost mult atenuate, iar la un interval de şapte zile erau remise complet, fiind prezente doar simptomele proprii dinţilor vitali şlefuiţi.

Din punct de vedere fizic, în condiţiile **RPF** sprijinite pe trei stâlpi, forţa recepţionată de o punte cvasirigidă, va fi preluată de dintele cu implantarea cea mai solidă, în timp apărând tendinţa de egalizare a mobilităţii celor trei unităţi dento-parodontale de susţinere, prin creşterea mobilităţii bonturilor cu o mai bună implantare (41).

Prin construcţie, în condiţiile unei **RPF** sprijinite pe trei elemente, aceasta se dislocă mai uşor la nivelul extremităţilor şi mai greu la nivelul sprijinului central. Din aceste motive, există tendinţa ca restaurarea să funcţioneze ca o pârghie de gradul I, mai mult sau mai puţin, în funcţie de mobilitatea relativă a stâlpilor. Cu cât stâlpii terminali au un parodonţiu mai lax, cu atât mişcarea la nivelul lor va fi mai amplă, sub acţiunea solicitărilor fiind transmisă asupra stâlpului central sub formă de mişcare de rotaţie-basculare. **Decimentarea restaurărilor la nivelul stâlpului intermediar, un alt incident posibil în aceste situaţii, contraindică utilizarea pe acest stâlp a unor elemente de agregare cu retentivitate scăzută, gen incrustaţii ori coroane parţiale** (41).

Mişcările repetate de tip rotaţie-basculare pot conduce la afectarea parodontală a stâlpului median, cu creşte^rea mobilităţii sale şi m final descimentarea, sub acţiunea deformărilor şi încovoierilor protezei.

Dacă dintele cu implantarea cea mai bună se găseşte amplasat terminal, iar cel intermediar are o implantare mai slabă, atunci **RPF** poate avea valoare stabilizatoare (41), cu rezerva că, aşa cum am mai arătat, flexiunea restaurării sub sarcină poate determina descimentarea acesteia.

Fixarea este un alt factor important m succesul tratamentului prin RPF cu sprijin multiplu. Datele dm literatura de specialitate situează limitele acceptabile ale grosimii stratului de ciment între 25 şi 200 *im*. Una dintre probleme se referă la măsura m care cimentul m exces este evacuat de la nivelul intradosului elementelor de agregare m momentul fixării. Este limpede că de la nivelul unei preparaţii cu conicitate minimă şi suprafaţă ocluzală extinsă cimentul se va evacua mai anevoie în comparaţie cu situaţia unei preparaţii mai conice şi cu o suprafaţă ocluzală cu arie mai redusă. **Astfel la fixarea unor restaurări cu sprijin multiplu este foarte probabil ca poziţia finală a elementelor de agregare pe dinţii stâlpi sâ fie decalată datorită diferenţei de grosime a stratului de ciment de la nivelul diferitelor elemente de agregare, consecinţă a gradului inegal de evacuare a cimentului de la nivelul preparaţiilor respective.** 0 astfel de poziţie decalată poate determina solicitâri localizate la nivelul suprafeţei ocluzale a respectivei restaurări, cu deplasări nedorite şi nocive. îmbunâtâţirea evacuării cimentului de la nivelul elementelor de agregare se poate realiza prin diverse metode, cum ar fi: „menţinătoare" (lacuri distanţoare) de spaţiu, orificii, şanţuri de evacuare, variaţii m raportul pulbere/lichid la amestecarea cimenturilor etc.

Problema evacuării rezonabile a excesului de ciment intervine mai acut în situația fixârii restaurărilor pe stâlpi cu implantare deficitară (în scopul imobilizării lor, de altfel), întrucât este foarte probabil că aceştia vor suferi intmzii importante în urma acțiunii compresiunii din timpul fixării şi a presiunii hidraulice a materialului de fixare. Mai ales în aceste situații trebuiesc luate în considerare tehnicile de despovărare a presiunii hidraulice din cursul fixării.

10.3.4.3. RESTAURĂRILE FIXE CU DOI STÂLPI LA 0 EXTREMITATE (MEZIAL SAU DISTAL)

Există mai multe motive pentru care uneori se optează pentru restaurâri fixe cu trei stâlpi, dintre care doi la o extremitate:

1. creşterea retenției întregii restaurări;
2. imobilizarea unor dinți cu implantare deficitară;
3. mărirea ariei de suport parodontal.

Aşa cum s-a mai arătat, creşterea retenției pare a fi o motivație rațională m utilizarea unor stâlpi dubli. Nu întotdeauna însă această rațiune funcționează corect. Să luăm în considerare, de exemplu, situația din fig. 10.24. Aşa cum se observă din imagine, premolarul secund nu dispune de o înălțime suficientă pentru a oferi retenție restaurării ca element de agregare unic la extremitatea respectivă. In consecință, s-a adoptat ideea sprijinului dublu la această extremitate şi situația creată comportă asemănări cu cea corespunzâtoare punții cu spijin triplu (doi stâlpi la extremități + sprijin central). Retenția mai slabă a premolarului secund, completată de flexiunea restaurării m cursul funcțiilor pot determina frecvent decimentarea la acest nivel cu efectele nefaste cunoscute (percolarea fluidelor bucale şi distrucția bontului).

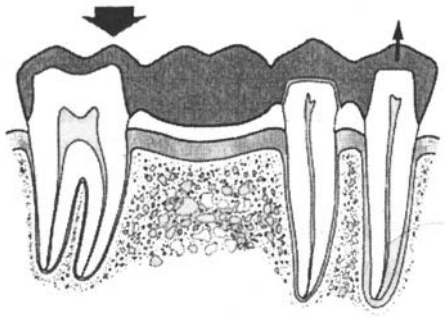


Fig. 10.24. Restaurare cu sprijin dublu mezial şi sprijin unic distal; de remarcat retentivitatea scăzutâ de la nivelul premolarului secund; prezența unui stâlp intermediar face ca restaurarea sâ se comporte ca o RPF cu triplu sprijin, contbrm circumstanțelor prezentate în capitolul anterior.

Situația merită o atenție particulară, întmcât fiind vorba de un sprijin intercalat, descimentarea nu va antrena vizibil mobilitatea lucrârii în ansamblu şi deci nu va atrage atenția pacientului, fenomenele distmctive continuând până la apariția complicațiilor. Deseori, diagnosticul este dificil de stabilit chiar şi de către medic, uneori fiind evident doar la îndepărtarea restaurării protetice.

în aceste condiții, întotdeauna când se preconizează restaurâri cu sprijin multiplu, este necesară adoptarea unui complex de măsuri terapeutice care să prevină pierderea retenției de la nivelul oricărui stâlp.

De altfel, adoptarea alternativei restaurării cu sprijin dublu la o extremitate, doar din dorința de a îmbunătăți retenția, trebuie evitată. Este mai potrivită augmentarea retenției stâlpului deficitar din acest punct de vedere prin tehnici specifice: reconstituiri de bont cu **DCR-uri** prefabricate sau individualizate prin tumare, coroane cu cep m camera pulpară, mijloace suplimentare de retenție, cum ar fî şanțuri şi puțuri, în care vor pătrunde nervuri şi pinuri corespunzătoare de la nivelul elementelor de agregare etc.

0 situație diferită o reprezintă cazul când unul dintre viitorii dinți stâlpi prezintă o rădăcină mai scurtă, în urma resorbției după un tratament ortodontic, de exemplu. In aceste condiții, renunțarea la acest dinte pentru motivul că nu poate susține extremitatea punții, presupune asigurarea unei perioade de vindecare postextracțională, cu temporizarea tratamentului definitiv. Promovarea unei construcții protetice cu stâlp dublu va avea, m această situație, motivația evitării sacrificiului dento-osos pe de o parte şi a urgentării rezolvării edentației pe de altăparte.

Stabilizarea unităților dentare compromise parodontal poate consitui de asemenea o rațiune pentru alegerea altemativei stâlpilor dubli la o extremitate. Este important însă de stabilit încă de la început dacă mobilitatea dentară este consecința unei traume ocluzale sau a bolii parodontale.

Dacă mobilitatea dentară este rezultatul traumatismului ocluzal, stabilizarea unui astfel de dinte m această manieră este perfect justificată, prin eliminarea traumei, grație noului design ocluzal al restaurării.

Atunci când un dinte este supus la solicitări ocluzale care nu pot fî controlate, dintele adiacent poate fi cuprins m restaurare ca al doilea sprijin la extremitatea respectivă m scopul disipării forțelor pe mai mulți dinți. Un exemplu clasic în acestă privință este reprezentat de **edentația caninului.** In această situație, forțele laterale ce se exercită pe intermediar şi implicit la nivelul dinților stâlpi sunt importante iar **incisivul lateral singur nu reprezintâ un sprijin sufîcient pentru extremitatea mezială a restaurării.** De aceea, includerea m cadml acesteia a incisivului central adiacent este obligatorie.

Dacă însă mobilitatea dentară este consecința unei parodontite şi aceasta nu este controlatâ, utilizarea unui asemenea dinte drept stâlp se contraindică. Chiar dacă se realizează o restaurare cu stâlp dublu la extremitatea corespunzâtoare dintelui parodontotic, pierderea ulterioară a rezervei osoase va face ca în cele din urmă dintele respectiv să devină doar un alt intermediar în corpul de punte. Pe de altă parte, igienizarea la acest nivel este îngreunată de prezența restaurării, cu efecte negative evidente.

în fine, cea mai corectâ justificare pentm utilizarea **RPF** cu stâlpi la o extremitate, sau chiar la ambele, este reprezentatâ de respectarea principiului conform căruia valoarea parodontală a dinților stâlpi trebuie să echilibreze valoarea parodontală a dinților de înlocuit. Aşadar atenție când suplimentăm numărul stâlpilor la o extremitate a unei **RPF.**

10.3.4.4. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE CU EXTENSIE

Deşi efectele negative ale extensilor au fost semnalate încâ de peste 30 de ani, experiența clinicâ a arătat că, m anumite situații, posibilitățile adaptative ale **ADM** permit deseori tolerarea pentru perioade variabile de timp a unor asemenea restaurări protetice, cu temporizarea unor altemative terapeutice mai puțin confortabile (cum sunt protezele mobilizabile). In 1993 Palmquist şi Schwartz examinând un lot de 122 de pacienți purtători de **RPF,** la 18 -23 ani de la fixarea acestora, constată că 72% dintre acestea erau m stare de funcționare. Autorii sus menționați nu au constatat diferențe semnificative între **RPF** cu sprijin la ambele capete ale breşei, față de cele cu extensie.

Proteza parțială fixă cu extensie este utilizată mai ales ca alternativă de tratament față

de proteza parțialâ mobilizabilâ, dar şi în conditiile în care se doreşte evitarea preparării unui dinte mezial

indemn, cu relevanță fizionomică importantâ. Deseori, presiunea pacientului (care nu concepe ca necesară - ci de-a dreptul mutilantâ - prepararea a doi dinți stâlpi, mai cu seamă dacă aceştia sunt integri, pentru înlocuirea unuia singur,) poate constrânge practicianul în orientarea deciziei spre o **RPF cu extensie.**

Biomecanica RPF cu extensie cere ca dintele stâlp adiacent intennediamlui să prezinte un suport parodontal corespunzâtor, întrucât la acest nivel se va exercita cea mai mare cantitate de stress funcțional. Dintele stâlp cel mai îndepărtat de extensie va trebui să prezinte o retentivitate crescută pentru a preîntâmpina dislocarea verticală a protezei fixe de la acest nivel din cursul solicitărilor de tip pârghie ce caracterizează acest tip de restaurări protetice.

Distribuția stressului la o punte cu extensie este exact invers ca şi în cazul unei restaurări cu elemente de agregare situate mezial şi distal (fig. 10.25.).

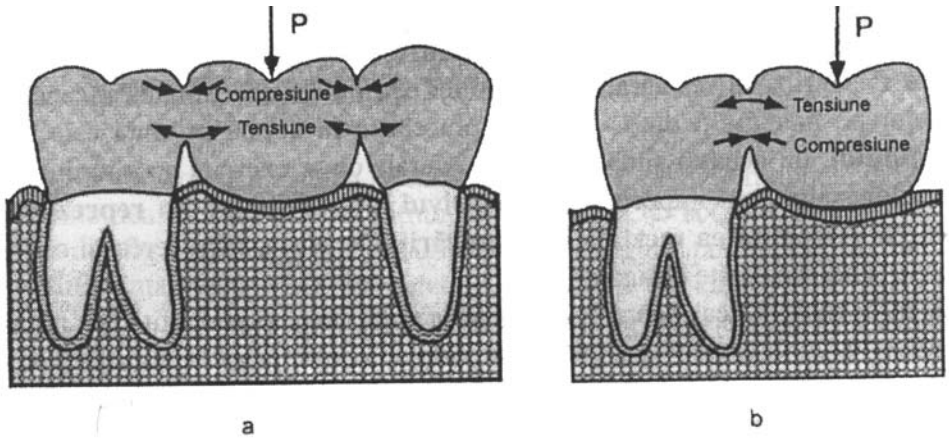


Fig. 10.25. Regiunile^nde apare compresiune şi tensiune în cazul unei RPF agregată la ambele capete (a) şi a uneia cu extensie (b).

Wright şi Zetramm (47) consideră că **o punte cu extensie trebuie să se sprijine pe cel puțin doi dinți stâlpi şi să nu înlocuiascâ mai mult de un dinte.** Atunci când extensia este situatâ în zona posterioarâ, se vor lua în considerare forțele masticatorii putemice exercitate la acest nivel şi la nevoie se vor adăuga dinți stâlpi adiționali. Randow şi colab. (26) au efectuat un studiu postterapeutic asupra a 316 proteze partiale fixe cu extensie după perioade de 6-7 ani şi au constatat o legâtură liniarâ între frecvența eşecurilor tehnice, cum ar fi fracturile şi pierderea retenției (8-34 %) şi numâml total al extensiilor din restaurare. Eşecurile au fost mai frecvente la restaurările sprijinite pe dinți stâlpi devitali.

Biriş şi colab. (2) au utilizat metoda elementului finit pentm aprecierea valorii şi distribuției stressurilor la nivelul diferitelor tipuri de restaurări protetice fixe cu extensie. Valorile maxime ale stress-ului au fost înregistrate m cazul protezelor fixe cu extensie distală. S-a constatat câ **dinții stâlpi situați mai aproape de extensie sunt supuşi în principal unor solicitări de compresiune, în timp ce dinții stâlpi situați mai departe de extensie sunt supuşi mai ales unor forțe de tracțiune.**

Practic, aplicarea unei forțe la nivelul extensiei solicitâ dinții stâlpi prin momente de basculare şi de torsiune. Pentru optimizarea prognosticului acestui tip de restaurări, se impun măsuri specifice pentru minimizarea acestor momente, care pot avea consecințe negative asupra dinților stâlpi. Aceste mâsuri se referă la realizarea de extensii cât mai scurte şi mai înguste (dar care să pâstreze stopurile ocluzale), fixate pe un număr cât mai mare de dinți stâlpi, în condițiile unor rapoarte ocluzale riguros echilibrate (fig. 10.26.).

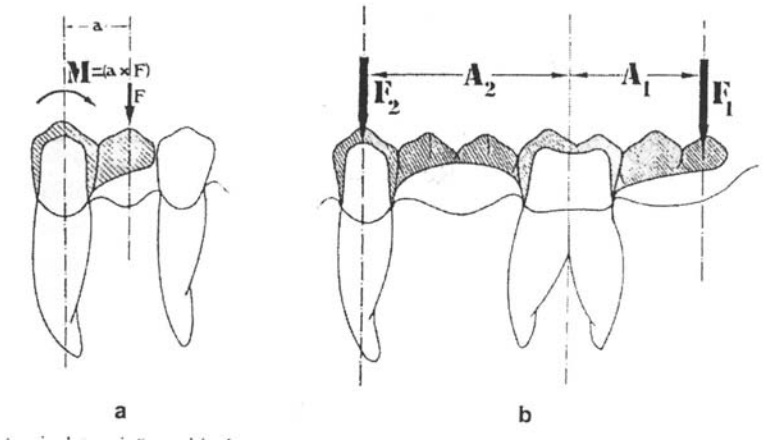


Fig. 10.26. Punţile cu extensie deterinina apariţia de momente de rotaţie în conditiile solicitării la nivelul extensiilor (a); creşterea lungimii braţului de rezistenţâ (A2) în raport cu braţul forţei (Al < A2) îiTibunătăţeşte prognosticul acestor alternative terapeutice.

10.3.4.4.1. VARIANTELE CLINICE

Realizarea unei **RPF** cu o extensie, sprijinită pe un singur dinte stâlp este m general puţin recomandată, indicaţiile sale fiind limitate la înlocuirea unui incisiv lateral superior, cu fixare pe canin, deşi mai indicată este includerea şi a premolarului m restaurare.

Restaurările cu o extensie, fixate pe doi dinţi stâlpi, reprezintă poate cea mai mare parte a acestui tip de proteze fixe, de exemplu, extensie de premolar prim, fixată pe premolarul secund şi pe molarul prim. Realizarea unei extensii de canin, fixată pe cei doi premolari reprezintă o variantă mai puţin indicată, datorită forţelor importante la care de obicei canmul este supus; altemativa poate fi iuată în discuţie în condiţiile când, prin designul restaurării, premolarul prim va prelua funcţia de ghidaj a caninului, iar acesta din urmă va fi ferit, pe cât posibil de solicitări.

Molarul secund poate fi înlocuit prin aplicarea unei **PPF** cu extensie distală de pe premolarul secund şi molarul prim, în timp ce, de regulă molarul prim nu poate fi înlocuit printr-o extensie, datorită fortelor importante ce se exercită la acest nivel (fig.l0.27.a).

Realizarea unei extensii de dimensiuni reduse, comparabile cu cele ale unui premolar (fig.l0.27.b), alături de asigurarea unui contact lejer al acesteia în raporturile intermaxilare statice şi eliminarea oricărei interferenţe m dinamică, reprezintă o altemativă de compromis interesantă, cu evitarea unei protezări mobilizabile. în situaţia unei arcade antagoniste scurtate.

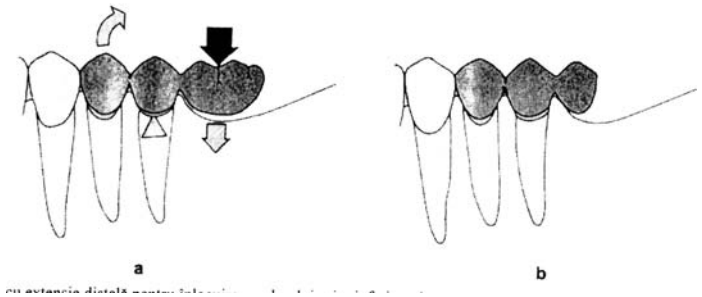


Fig. 10.27. RPF cu extensie distală pentru înlocuirea molarului prim inferior: a) restaurarea molarului prim printr-o extensie de dimensiuni comparabile cu cele ale dintelui pierdut determină solicitări importante, greu de compensat de dinţii stâlpi; b) adoptarea, în aceeaşi situaţie clinică a unei extensii de dimensiunile unui premolar, reprezintă un compromis rezonabil în rezolvarea edentatiei.

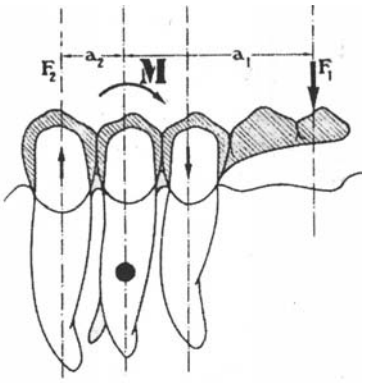


Fig.10.28. înlocuirea molarului prim prin utilizarea unei restaurări cu extensie cu triplu sprijin mezial.

Cuprinderea unui număr crescut de dinţi stâlpi în protezare (fig. 10.28.) ar permite, cel puţin teoretic realizarea unei extensii de molar prim inferior cu dimensiunile comparabile ale dintelui pierdut.

Restaurările fixe cu extensie de un dinte, sprijinite pe doi sau mai mulţi dinţi stâlpi între care mai există o breşă de un dinte, reprezintă o variantă interesantă datorită creşterii braţului de rezistenţă (dimensiunea mezio-distală a trei dinţi) m raport cu braţul pârghiei (extensiei) de dimensiunea mezio-distală a unui dinte.

Indicaţiile **RPF** cu extensii distale sunt mai restrânse m raport cu cele ale restaurărilor cu extensii meziale din cel puţin câteva motive:

1. solicitârile maxime se exercită la nivelul zonei laterale, de sprijin;
2. unităţile dentare situate anterior au, în general, o valoare parodontală mai redusă;
3. direcţia rădăcinilor dinţilor stâlpi (spre distal, în cea mai mare parte a cazurilor) face ca forţele aplicate la nivelul extensiilor meziale să prezinte o direcţie mai apropiată de solicitârile în axul stâlpilor, m timp ce forţele asupra extensiilor distale vor avea o direcţie paraaxială mai importantă;

Edentaţia de incisiv lateral superior mai poate fi rezolvată şi prin fixarea punţii pe cei doi centrali (unul singur este insuficient, mai mult, în aceste condiţii, este greu de obţinut un element de agregare cu aspect estetic care să ofere o similitudine rezonabilă cu omologul de pe hemiarcada opusă.

Edentaţia celor 2 incisivi laterali se poate rezolva uneori prin realizarea unei punţi fixate pe cei doi centrali. Protezele fixe cu extensie pot fi preferate pentru tratamentul edentaţiilor terminale, întrucât, deşi ele nu îmbunătăţesc considerabil eficienţa masticatorie, previn migrarea verticală a dinţilor antagonişi edentaţiei şi întârzie momentul inserării unei proteze mobilizabile.

Realizarea unei restaurâri frontale la maxilar, pentru rezolvarea edentaţiei celor patru incisivi, poate pune probleme biomecanice în situaţia când arcul anterior al arcadei este prommţat şi se doreşte reproducerea sa prin protezare. Astfel o solicitare la nivelul intermediarilor de punte va determina o acţiune de tip pârghie asupra stâlpilor (intermediarul, deşi intercalat, funcţionează ca o extensie, datorită proiectării forţei în afara zonei de sprijin), situaţie în care sunt necesari dinţi stâlpi adiţionali (fig. 10.29)

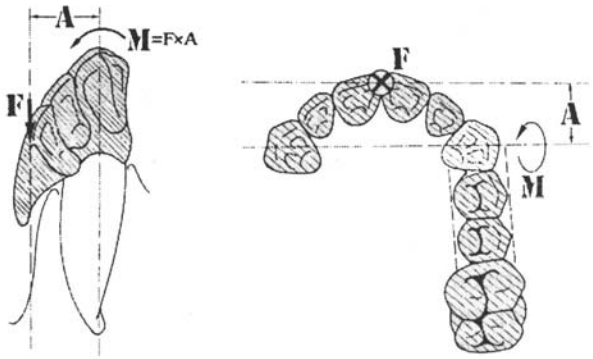


Fig. 10.29. Solicitarea anterioarâ a intermediarilor dintr-o RPF frontalâ la maxilar determinâ o solicitare tip pârghie, în conditiile în care arcul anterior al arcadei este foarte curbat şi drept. în consecinţâ forţele se proiectează în atara zonei de susţinere.

10.3.4.5. PROTEZA PARTIALA FIXĂ IN EDENTATIA DE CANIN

înlocuirea caninului printr-o **RPF** pune probleme de biomecanică deosebite, întrucât acest dinte, de cele mai multe ori, este poziționat în afara axei dinților stâlpi. Inlocuirea caninului maxilar este mai dificilă, deoarece forțele se transmit spre exteriorul arcadei (fig. 10.30.a), m comparație cu înlocuirea caninului mandibular, situație când forțele sunt dirijate spre interiorul curbei arcadei (fig. 10.30.b).

Orice proteză parțială fixă care va mlocui caninul va trebui considerată o restaurare protetică complexâ; m aceste condiții nu se va înlocui mai mult de un dinte adițional m afara caninului. 0 edentație cuprinzând caninul şi oricare alți doi dinți adiacenți va fi rezolvată de preferințâ printr-o protezare mobilizabilă sau printr-o protezâ cu sprijin implantar.

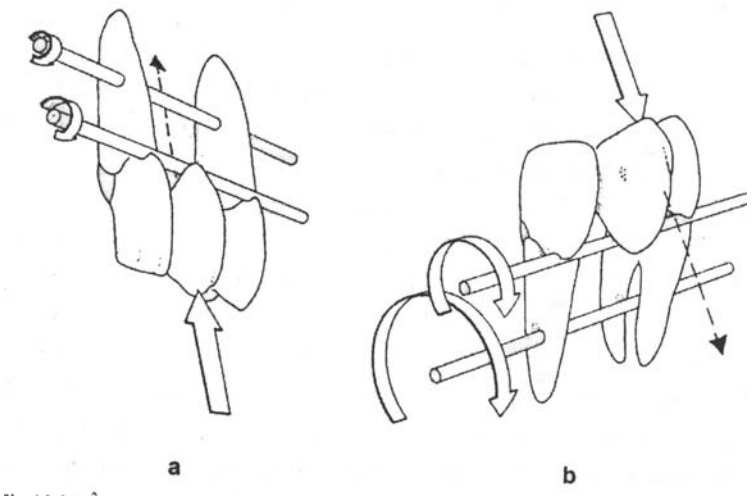


Fig.10.30. înlocuirea prin punte dentarâ a unui canin maxilar (a), respectiv mandibular (b).

10.3.4.6. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE CU SPRIJIN IMPLANTAR

Este ştiut că restaurările protetice pe implante necesită o atenție aparte, datorită sprijmului implantar, care este diferit de cel pe dinții naturali. După Dubruille (11) implantul dentar este un artificiu inserat m grosimea oaselor maxilare cu scopul de a asigura retenție şi stabilitate unor reconstituiri protetice.

în literatura de specialitate sunt stabilite corelații între forțele ce pot acționa asupra dinților stâlpi de punte, m raport cu suprafața lor radiculară. Pomind de la premise similare, au fost elaborate corelații şi pentru unele implante endoosoase (tabel 10.3.).

Aprecierile sunt destul de imprecise datorită multitudinii morfologiilor implantare față de cele dentare. La ora actuală nu există m literatura de specialitate tabele care să cuprindâ suprafețele m mm^2 corespunzătoare tuturor formelor de implante existente. Comparația este dificil de realizat şi datorită calitâții osteointegrării, care diferă şi ea m funcție de textura implantelor.

Tabelul 10.3.

Suprafața externa a unor implante cilindrice (Calcitek)

Diametrul implantului (mm)	Lungimea implantului (mm)	Suprafața (mm^2)
3,25	8	88,4
	10	109,7
	13	140,0
	15	160,6
	18	192,2
4,0	8	112,9
	10	138,1
	13	174,8
	15	200,0
	18	238,7

Implantele dentare, corpuri străine fixate rigid la nivelul oaselor maxilare, sunt supuse unor solicitări variate ca intensitate, direcţie şi ritmicitate. Ele sunt în principal supuse solicitărilor ocluzale atunci când tratamentul protetic este finalizat. Aceste solicitâri variază larg în intensitate, frecvenţâ şi durată m funcţie de obiceiurile funcţionale şi parafuncţionale ale pacienţilor. Implantele mai pot fi supuse şi unor solicitări „pasive" în cursul perioadei de vindecare osoasâ post-chimrgicalâ, datoritâ flectării mandibulei m cursul exercitării ftmcţiilor, unor contacte prin alimente cu stâlpii implantelor de stadiul 1 şi respectiv cu stâlpii celor de stadiul 11. De asemenea musculatura perioralâ şi limba pot exercita forţe orizonale de intensitate redusă, dar constantâ asupra implantelor (21). Aceste forţe pot fi importante m condiţiile existenţei unor parafuncţii. în fine, inserarea unor suprastructuri protetice fară adaptare „pasivă" poate determina solicitâri importante asupra implantelor m absenţa contactelor ocluzale.

/ Raporturile ocluzale deţin rolul principal m determinarea direcţiei solicitărilor. Poziţia contactelor ocluzale la nivelul suprastmcturii influenţează direct transmiterea fortelor la nivelul implantelor. Fiecare contact ocluzal de la nivelul suprastructurii trebuie vizualizat de practician şi evaluat prin prisma descompunerii sale în forţe componente. 0 restaurare proteticâ pe implante supusă unui contact ocluzal prematur, de exemplu, va determina descompunerea forţei excesive şi transmiterea de solicitări nocive la nivelul implantelor şi a interfeţei lor cu osul.

Stâlpii implantari angulaţi (poziţionaţi astfel din raţiuni fizionomice sau datoritâ inserţiei suprastmcturii) reprezintă **o altâ problemă delicată,** întrucât forţele ocluzale apreciate ca exercitându-se m axul bontului implantar, vor solicita paraaxial porţiunea intraosoasă a implantului cu toate neajunsurile care decurg din această circumstanţâ.

In ceea ce priveşte diferitele tipuri de solicitâri, trebuie semnalat câ forţele de forfecare prezintă cel mai nociv potenţial penm ansamblul implant/os, cele mai bine suportate fiind forţele de compresiune. Şi corticala osoasâ este mai rezistentâ la compresiune şi mai sensibilă la forfecare şi tracţiune (29). Mai mult, componentele implantelor şi chiar materialele pentru fixarea suprastructurii (cimenturi, şumburi) suportă mai bine solicitârile de compresiune în raport cu tracţiunea şi forţele de forfecare.

Corpul implantelor are rolul de a transmite forţele ocluzale la nivelul osului. Diferitele tipuri de implante transmit osului m raporturi variabile cele trei tipuri de solicitări descrise (compresiune, tracţiune şi forfecare), acestea rezultând din descompunerea solicitârilor ocluzale primare. Această „conversie" a unei singure forţe în trei tipuri diferite de forţe poate fi controlată prin designul implantului. **Implantele cilindrice prezintâ cel mai ridicat risc de solicitare la forfecare a interfeţei implant-os m condiţiile unei forţe ocluzale în axul implantului** (21).

Din aceste motive, implantele cilindrice necesită acoperiri superificiale menite să mmimizeze forţele de forfecare la interfaţă graţie obţinerii unui ataşament osos de o calitate superioară (21).

Restaurările întinse, fixate pe un număr crescut de implante, cu extensii distale, determină generarea unor solicitâri complexe atât la nivelul suprastructurii, cât şi la nivelul implantelor şi interfeţelor implant-os, prognosticul pe termen lung m aceste condiţii reprezentând încă un semn de întrebare.

Aşa cum se ştie din studiul rezistenţei materialelor, o relevanţă deosebită prezintă evaluarea eforturilor unitare, definite prin relaţia:

$$\Theta = F/A \qquad .$$

unde θ reprezintă efortul unitar, F constituie forţa (exprimată m N), iar A, aria asupra căreia se? exercită.

Din ecuaţia de mai sus, rezultă că pentru minimizarea solicitărilor se impune reducerea mărimii forţei sau/şi creşterea ariei la nivelul căreia aceasta se exercită. Mărimea forţei exercitate m sine poate fi rareori complet controlatâ de către practician. Se poate însâ interveni prin **reducerea „amplificatorilor de forţâ", reprezentaţi de extensii,** înălţimea coroanelor şi pârghii de orice fel. Alte strategii de reducere a solicitârilor includ:

1. aplicarea de gutiere care se poartâ noaptea pentru a reduce efectul parafuncţiilor;
2. utilizarea pentru placarea feţelor ocluzale a unor materiale care pot amortiza forţa de impact ocluzal, păstrarea stopurilor ocluzale nefiind verificată m timp;
3. orientarea opţiunii spre suprastmcturi protetice mobilizabile, care pot fi îndepărtate pe timpul nopţii, pentru eliminarea solicitărilor noctume.

Suprafaţa pe care se exercită solicitările poate fi de asemenea eficient controlată prin alegerea planului de tratament potrivit, incluzând:

1. creşterea numărului de implante pentru o regiune edentată datâ;
2. alegerea implantelor al căror design oferă cea mai generoasă arie de solicitare;
3. utilizarea de tehnici de adiţie osoasă.

0 solicitare aplicată la nivelul unui implant dentar poate induce deformări atât la nivelul implantului, cât şi în ţesuturile înconjurătoare. Ţesuturile biologice pot „interpreta" deformarea şi reacţiona prin remodelare.

Rigiditatea caracteristică diferitelor tipuri de materiale utilizate la elaborarea implantelor exercită influenţe notabile asupra proceselor tehnologice de obţinere şi prelucrare, a proceselor interfaciale şi nu m ultimul rând asupra longevităţii tratamentelor respective. Deformabilitatea biomaterialelor variază larg, de la 0 % pentru ceramica tip oxid de aluminiu, la 55 % pentru unele oţeluri inoxidabile (20). Cu cât modulul de elasticitate al implantului este mai apropiat de cel corespunzător ţesuturilor adiacente, cu atât solicitările la interfaţă vor fî mai reduse. **Osul cortical este de circa cinci ori mai flexibil decât titanul,** de exemplu. Pe măsură ce mărimea solicitărilor creşte, diferenţa relativă de rigiditate dintre os şi titan devine mai importantă şi viceversa, cu creşterea riscului dezvoltării ţesuturilor fibroase la interfaţă. Altfel spus, prognosticul contactului dintre osul alvelolar (cu proprietăţile sale viscoelastice) şi un implant dm titan este cu atât mai bun cu cât solicitările sunt mai reduse. Prin extensie la nivel de arcadă, ţinând seama că osul mandibular suferă deformări elastice în timpul funcţiilor, o proteză cu sprijin implantar ce interesează ambele hemiarcade, va trebui sâ ţină cont de deformarea mandibulei, m vederea minimizării solicitărilor la nivelul interfeţelor implant-os.

Solicitarea implantelor este dependentă într-o mare măsură de suprastructură, incluzând

prin îngustarea tablei ocluzale şi/sau printr-o echilibrare ocluzală foarte riguroasâ.

Practic, prezența unor solicitări necontrolate la nivelul sistemului poate determina resorbția osoasă cu creşterea înălțimii coronare; această creştere provoacă creşterea momentului de rotație şi din nou resorbție osoasă, închizându-se astfel un cerc vicios cu o mare capacitate distructivă.

Comportamentul unui **RPF** pe implante la oboseală este determinat de:

1. biomaterialul utilizat;
2. designul structurilor;
3. intensitatea forței;
4. numărul ciclurilor de solicitare.

In ceea ce priveşte biomaterialul utilizat, este bine de ştiut că titanul aliat prezintă o rezistență sporită la oboseală m comparație cu cel nealiat; cu toate acestea, titanul pur este preferat de tot mai mulți practicieni, datorită biocompatibilității sale superioare.

Geometria specifică implantelor determină riscul fracturării lor la solicitări laterale. Morgan şi colab.(23) au constatat fracturi consecutive oboselii la implantele Branemark supuse unor solicitări ciclice vestibulo-orale; implantele au cedat la îmbinarea cu stâlpul. Fractura corpului implantelor s-a produs într-un procentaj de 3% din cazurile studiate, iar fractura bonturilor cu şumb a interesat procentaje mai reduse de 3 %. **într-o perioadâ de 1 până la 5 ani au fost observate fracturi ale placajelor polimerice într-o proporție de 10 până la** 20 % dmcazuri(19,24,25).

Geometria implantului influențează de asemenea rezistența piesei la oboseală. Rezistența la fractura prin oboseală depinde fundamental de grosimea probei; această rezistență creşte cu factorul de creştere a grosimii, ridicat la puterea a patra; **altfel spus, o piesă de două ori mai groasă, va avea o rezistență de 16 ori mai mare.** Cel mai frecvent, veriga slabă a implantelor se situează la nivelul îmbinării dintre corp şi stâlp .

10.3.4.6.1. RESTAURARI PROTETICE FIXE CU SPRIJIN PUR IMPLANTAR

Avantajele sprijinului pur implantar sunt reprezentate de: menținerea integră a dinților limitrofi breşei, o suprastructură mai simplă şi o modalitate de transmitere uniformâ a presiunilor pe stâlpi cu aceeaşi rezilientă.

Dezavantajul major se referă la necesitatea utilizării unui **număr crescut de implante.** Astfel la pierderea unui implant creşte riscul de eşec al întregii suprastructuri. Pot apare de asemenea probleme parodontale în cazul suprastructurilor agregate pur implantar prin cimentare. Dacă m aceste cazuri nu se utilizează sisteme de implante cu elemente de absorbție a şocurilor ocluzale, acestea se transmit integral osului, iar dinții antagonişti pot fi intmdați şi/sau mobilizați. De aceea, se indică în cazul suprastructurilor agregate exclusiv pe implante utilizarea unor sisteme de implante cu elemente de absorbire a şocurilor.

După Vanhakendover, citat de (5), dacă un dinte natural este supus unor forțe, el reprezintă o rezilientă (flexibilitate) care trece prin două etape: **o reacție ligamentară inițială, urmată de o mişcare in bloc a întregului dinte.**

Implantul are un comportament total diferit. El prezintă o deflexie liniară, în funcție de modulul său de elasticitate, care este net superior celui al țesutului osos (fig.10.31).

Bio-funcționalitatea sistemelor protetice pe implante a fost studiată de către

Vanhakendover, care a investigat particularitățile ocluzo-protetice ce apar în cazul unor restaurări protetice implanto-purtate.

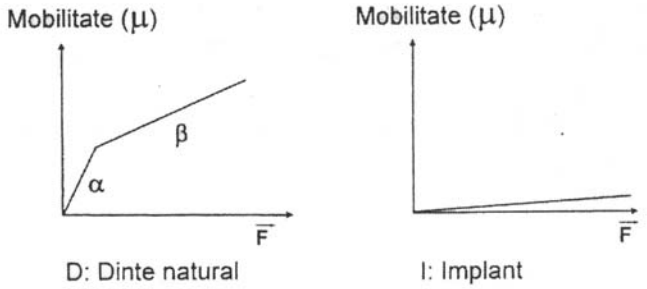


Fig. 10.31. Mobilitatea unui implant osteointegrat față de un dinte natural.

în condițiile unei solicitări axiale ale unui sistem omogen:

1. Dacă se aplică o forță ocluzală la nivelul intermediarilor unei **RPF** agregate pe dinți naturali, se va obține o reacție (forță rezultantă) egală cu F/2, în acest caz echilibrul fhnd bine menținut (fig.l0.32A)

2. Dacă se aplică aceeaşi forță ocluzalâ F, pe intermediarii unei **RPF** cu sprijin excusiv pe implante, reacția (forța rezultantă) va fi egală cu F/2, echilibrul fiind menținut ca şi m cazul precedent (fig.l0.32.B).

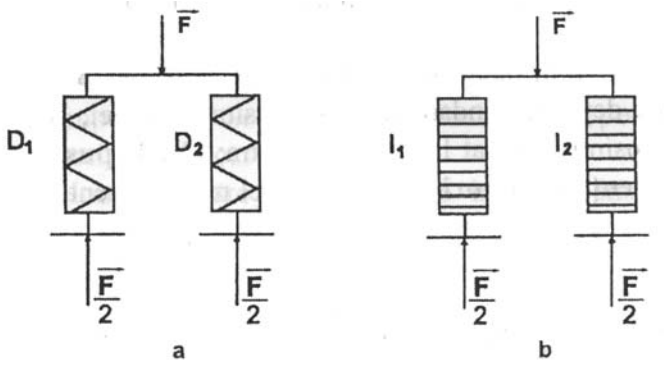


Fig. 10.32. Forța rezultantă în urma aplicării unei sarcini ocluzale (F) la nivelul traveei unei RPF agregate exclusiv pe dinți naturali (a) şi exclusiv pe implante (b) este similară (F/2); D - dinte natural; 1 - implant.

Dacâ aceeaşi forțâ ocluzală se aplică la nivelul unui dinte stâlp **(RPF** agregată exclusiv pe dinți naturali) sau la nivelul unui implant **(RPF** agregată exclusiv pe implante), reacția (forța rezultantă) va fi egalâ cu vectorul **F,** respectiv cu forța inițială (fig. 10.33).

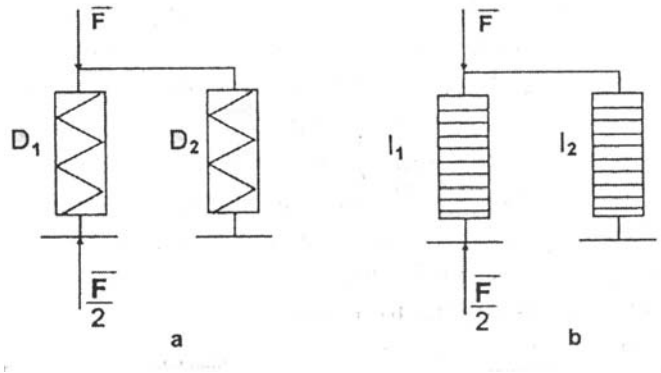


Fig. 10.33. Aplicarea unei forte ocluzale la nivelul unui stâlp, în cazul unei restaurâri agregate exclusiv pe dinți naturali sau pe implante;D - dinte natural; 1 - implant.

0 a treia situaţie apare în cazul unui sistem omogen realizat cu ajutorul unei restaurări cu extensie (fig. 10.34) cu doi stâlpi (dinţi naturali sau implante). Astfel, o forţă ocluzală aplicată la nivelul stâlpului distal va avea o rezultantă la acest nivel egală cu F. Dacă forta ocluzală se aplică însă la nivelul extensiei, forta rezultantă la nivelul stâlpului distal va fi egală cu 2F, adică acest stâlp va fi solicitat intens. In shimb, la nivelul stâlpului mezial, forţa rezultantă va fi egală cu F. Astfel, restaurarea cu extensie prezintă un dezechilibru de solicitare care trebuie evitat pe cât posibil. Din aceste considerente, **RPF** cu extensie ar trebui privite cu mai multă circumspecţie.

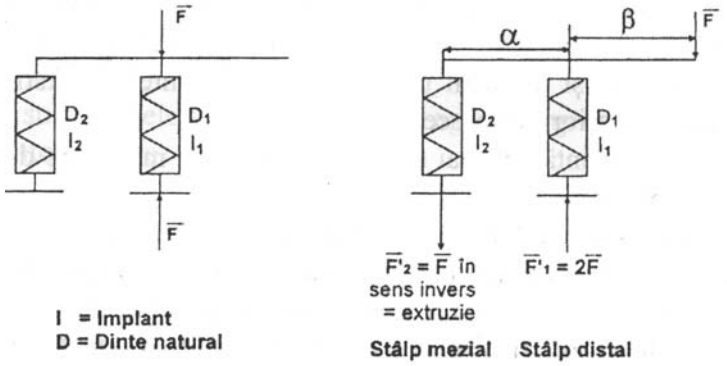


Fig. 10.34. Punte cu extensie, agregată pe doi stâlpi, dinţi naturali sau implante.

10.3.4.6.2. AGREGĂRI MIXTE (DENTO - IMPLANTARE)

Un dinte sănătos din zona de sprijin are o mobilitate clinică zero în sens vertical. în realitate'există o **mobilitate de aproximativ 28 um,** dintele revenindu-şi imediat cu 8 *[im* după o solicitare, dar pentru o **revenire totală** (în alveală) sunt necesare aproximativ **4 ore.** Rezultanta forţelor adiţionale pe o perioadă de **4 ore** are o valoare mult mai mică decât forţa iniţială. Mişcarea verticală a unui implant rigid a fost determinată ca fiind cu 2 până la 3 |Lim sub o forţă de 5 kg. **Protezele fixe agregate mixt prezintă şi ele o mişcare.** La o **solicitare de sub 12 kg pe o restaurare cu un element intermediar din aliaj nobil** cu o grosime de 2 mm la joncţiunea element de agregare/intermediar rezultă **o deformare de 6|Lim** pentru elementul intermediar. în cazul existenţei a **doi intermediari, această deformare este de 48 |Lim.** Prin urmare, mişcarea restaurării protetic^ fixe compensează anumite diferenţe de mobilitate dintre dinţii sănătoşi şi implant (5).

Bratu Em.(5) a evaluat mişcarea implantelor endoosoase şi suprastructurilor agregate rigid. El a identificat o mişcare medie în sens vestibulo-lingual de 12-66 p,m, iar Komyiama a gâsit o mişcare m sens mezio-distal de 80-140 *yim* sub o forţă de 2 kg. Mobilitatea implantelor s-a manifestat în legătură directă cu forţa aplicată şi a reflectat deformarea ţesutului osos. Fenton a aplicat o forţă de 500 g timp de 4 secunde pe dinţi frontali şi pe implante osteointegrate. **Implantele au prezentat o mobilitate de 10 urn cu o revenire elastică foarte rapidâ** (mai mică de o milisecundă) în timp ce **dinţii au arătat o mobilizare de 57um cu o perioadă de revenire prelungită.**

Un implant din zona de sprijin „conectat" mezial cu un dinte din aceeaşi zonă, dar care prezintă mobilitate verticală va fi tracţionat spre mezial. Implantul poate avea o mişcare m sens vertical de 2 JLim, iar mezial de 40-140 |Lim, mişcare care poate fi compensată de o restaurare protetică fixă cu un element intermediar din aliaj nobil. Astfel **o mobilitate clinică apropiatâ de zero pentru un dinte natural permite o ancorare rigidă cu un implant, deoarece implantul,**

osul şi restaurarea protetică compensează eventualele mişcări ale dintelui. Nu există multe studii care să demonstreze posibilitatea de a conecta absolut rigid un implant la un dinte stâlp. Oricum **ocluzia trebuie modificată astfel încât implantul să nu suporte decât o cantitate redusâ din forţele ocluzale.**

Ochiul uman în cadrul unei evaluări clinice **nu poate semnala o mobilitate sub 90 ^im,** valoare care este însă prea mare pentru a putea fi compensată de implant, os sau piesa protetică. In practică unul dintre criteriile de bază în alegerea tipului de conexiune este mobilitatea dentară decelabilă clinic (vizual). Un alt criteriu este acela că nu trebuie să se acţioneze cu forţe laterale asupra implantului. Forţele laterale care acţionează asupra unui dinte îl mobilizează foarte mult. Aceeaşi situaţie este întâlnită şi m cazul unui implant osteointegrat. Astfel implantele trebuie conectate mai rar la dinţii anteriori deoarece:

1. dinţii anteriori prezintă cel mai adesea o mobilitate mai mare decât cea care poate fi tolerată de implant;

2. forţele cu componentă laterală ce apar m mişcările mandibulei vor fi exercitate preponderent la nivelul implantelor dacă acestea sunt m zona laterală.

Când există predispoziţie la apariţia de forţe cu componente orizontale (de exemplu, dinţi naturali mobili) există două altemative de tratament. Prima (metodă de elecţie) constă în inserarea unui număr suplimentar de implante şi evitarea includerii dinţilor în restaurarea protetica fixă. A doua opţiune este să se îmbunătăţească distribuţia forţelor şi reducerea mobilităţii decelabile clinic la 0 prin includerea m restaurarea protetică a unui număr mare de dinti. Incluzând mai mulţi dinţi m restaurarea protetică nu se reduce semnificativ mobilitateâ dinţilor luaţi în parte, însă se reduce mobilitatea m ansamblu a restaurării, m special în cazurile când aceasta are forma de arc (punte totalâ). Dacă nu se poate realiza dezocluzia cuspizilor restaurării pe implant m timpul mişcării de lateralitate, este mai bine să se înglobeze un număr cât mai mare de dinţi în restaurarea protetică. în plus, cu fiecare dinte inclus în restaurarea protetică se diminuă stresul la nivelul implantului. Numărul de dinţi cuprinşi în restaurarea protetică este strict corelat cu număml de dinţi necesar pentru a reduce la maximum mobilitatea ansamblului. In acest sens, pentru a se putea obţine o mobilitate clinică cât mai redusă, se poate realiza o evaluare preliminară prin confecţionarea unei şine de imobilizare dintr-o **RDC.**

Mulţi autori susţin ideea că folosirea unui conector elastic la o restaurare protetică unilaterală pe implante (de exemplu, o punte într-o edentaţie terminală) este rar indicat şi este în detrimentul implantului şi a restaurării protetice. De asemenea, s-a evidenţiat faptul că o conexiune elastică nu numai că nu îmbunătăţeşte constant distribuţia forţelor, dar poate duce uneori şi la migrarea stâlpilor naturali. în plus, utilizarea unor conectori elastici sau mobili, creşte costul final al restaurârii protetice, duce la o supradimensionare a coroanelor, reduce posibilitatea de igienizare şi nu reduce mobilitatea la nivelul implantului, ba chiar poate produce un braţ de forţă care acţionează m permanenţă asupra stâlpului implantar.

Nu este indicat ca implantele să fie conectate rigid la dinţii mobili, deoarece şi m această situaţie se obţine un braţ de forţâ cu influenţe negative asupra implantelor. In cazul când dmţii naturali sunt prea mobili, apar complicaţii în detrimentul ambelor categorii de stâlpi: implantari şi naturali. Dacă restaurările sunt cimentate, această mobilitate poate conduce la descimentarea restaurării protetice. Descimentarea se produce cel mai frecvent la nivelul implantelor, deoarece **rezistenţa cimentării pe titan este mai redusâ decât pe dentină.** în cazul unei restaurări protetice fixată prin înşurubare, cel mai adesea se observă o deşurubare a elementului de fixare (şumb) sau chiar o fractură a acestuia. Astfel, odată eliberat şurubul, forţele care acţionează la nivelul dintelui cresc. In această situaţie segmentul care suportâ preponderent forţele este cel

implantar, iar în final se poate ajunge la pierderea osteointegrării implantului.

Conexiunea prin intermediul unui element intramobil la implantele IMZ dintr-un polimer (intramobile element), a evidențiat diverse rezultate. Astfel, m cazul când se alege o fixare prin cimentare este indicat ca aceasta să se facă direct cu un ciment definitiv şi nu cu unul temporar. Au existat situații când s-a ales ca mijloc de agregare la dintele stâlp o **coroană telescopată -rezultatul fiind intrudarea dintelui.** 0 posibilâ explicație m acest sens poate fi aceea că dinții sunt împinşi în alveolă vertical 28 *[im,* dar revin imediat doar cu 8 ^m. Restaurarea protetică îşi revine imediat şi trage dintele dupa ea. In cazul când aceasta se descimentează poate apare un spațiu între restaurare şi dinte, ducând la o continuă împingere a dintelui în alveolă fară a-1 mai tracționa (intruzie).

Cunoscute şi sub numele de **sisteme heterogene, agregârile mixte** sunt restaurări protetice implanto-dento-purtate.

In primul caz se considerâ o punte agregatâ pe un implant şi pe un dinte natural. 0 forțâ ocluzalâ aplicată la nivelul intermediarului va prezenta o reacție egală cu F/4 la nivelul stâlpului natural,în timp ce la nivelul implantului, reacția va fi egală cu 3/4 F, cu un moment de rotație.

Dacă aceeaşi forță F se aplică la nivelul stâlpului implantar, reacția la nivelul acestuia va fi egală cu F, în timp ce la nivelul stâlpului natural momentul forței va fi nul. în acest caz, echilibrul este asigurat. Pe de altă parte, presupunând câ vectorul F este orientat axial la nivelul stâlpului natural, acesta va prezenta o reacție egală cu **F/n** (n=variabilă), iar la nivelul implantului va apare un moment de rotație, care depinde de distanța „L" dintre dinte şi implant, precum şi de forța ocluzală aplicată (fig. 10.35).

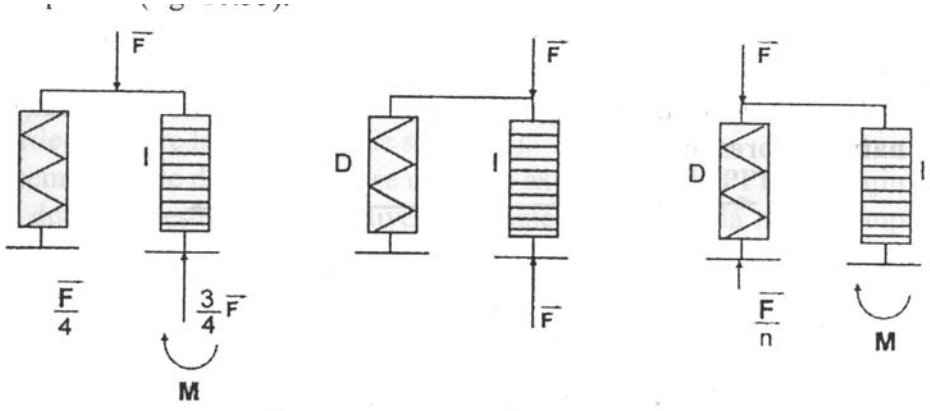


Fig. 10.35. Solicitarea axială a unui sistem heterogen, respectiv restaurare cu agregare mixtă, dinte natural şi implant:
D - dinte natural; 1 - implant, F - forța aplicată, M - moinentul de rotalie.

După cum se ştie, toate forțele ocluzale aplicate la nivelul unui dinte natural trebuie să fie obligatoriu neutralizate atunci când trec prin hipomochlion-ul dintelui (fig. 10.36). Toate componentele oblice ale forțelor aplicate antrenează un moment de rotație, care va fi nociv pentru dintele respectiv.

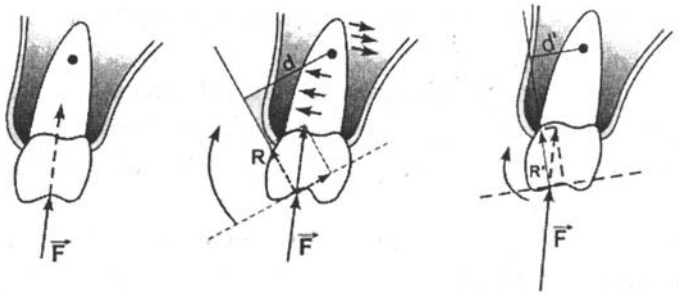


Fig. 10.36. Forțele aplicate unui dinte natural sunt neutralizate la nivelul hipomochlionului.

Astfel, toate solicitârile orizontale aplicate la nivelul unui implant vor determina apariţia unui **crater de resorbţie osoasă (resorbţie m pâlnie)** la nivelul regiunii cervicale a acestuia, datorită concentrării de forţe de la nivelul colului implantului, cu suprasolicitarea acestei zone. Prin urmare, o forţă orizontală F, aplicată la nivelul implantului se traduce printr-o reacţie la nivelul crestei alveolare F'=2F(fig.10.37)

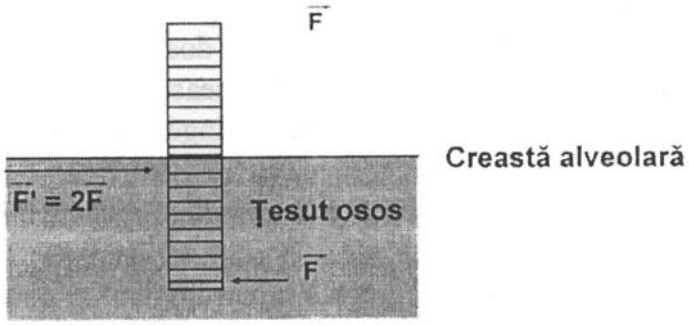


Fig.10.37. în urma aplicării unei tbrte orizontale F la nivelul unui implant, reacţia la nivelul crestei alveolare va fi de 2F.

Dm cele expuse se pot trage câteva concluzii practice, care ar trebui respectate atât de către medic, cât şi de către tehnicianul care realizează suprastructuri pe implante.

Astfel, **la nivelul cabinetului** este de dorit ca medicul să aleagă întotdeuna **stâlpi dentari care prezintă un parodonţiu sănătos şi să solidarizeze între ei mai mulţi dinţi care urmează sâ fie legaţi de un implant,** asigurând astfel restaurării protetice implanto-purtate cu agregare mixtă o durabilitate crescutâ. Pe de altă parte, trebuie respectatâ **lungimea breşei dinte-implant, care trebuie să fie de maximum 6 mm,** după cum a preconizat Sandhaus (fig.10.38). Devitalizarea srâlpilor naturali le diminuă mobilitatea.

Diametrul vestibulo-oral al corpului de punte trebuie sâ fîe diminuat în raportcu cel al dinţilor naturali corespunzători.

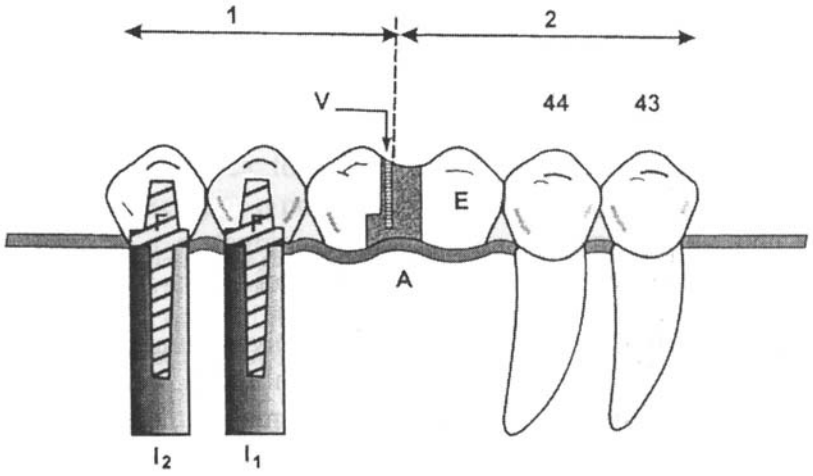


Fig. 10.38. După Sandhans, distanţa dintre implant şi dintele natural trebuie să fie de maximum 6 mm.

Se recomandâ de asemenea ca **mişcarea de lateralitate să se desfâşoare cu protecţie canină,** iar dacă nu este posibil, cu ghidaj de gmp. In acest sens, ar trebui conservatâ şi/sau reprodusâ cât mai exact morfologia feţei palatinale a caninului maxilar, respectiv a feţei vestibulare a caninului mandibular.

In concluzie, trebuie specifîcat că niciodată **nu este permisă inserarea implantelor doar din plăcere,** ci trebuie evaluat foarte bine statusul dentar şi osos al pacientului respectiv. La implante se va recurge doar atunci când metodele de protezare convenţională sunt epuizate. Cu

alte cuvinte, nu se inserâ orice implant, oricând şi oriunde. în cadrul **conceptului ocluzo-protetic global,** implantul dentar este propus ca şi variantă terapeutică în unele situații ce nu pot beneficia de un tratament protetic convențional, m condiții optime de funcționalitate.

Diferențele de mobilitate m cadrul mişcării de rotație între dinte şi implant (între partea suprastmcturii ancorată la implant şi legată de dinte) au fost principalele cauze ale eşecurilor restaurărilor mixte. Din această cauză, **suprastructurile cu agregare mixtă trebuie să fie flexibile din punct de vedere rotațional.**

Diferențe mari m mobilitatea prin translație nu produc supraîncărcări ale implantului dacă există o mobilitate prin rotație suficientă. Dacâ cei doi stâlpi de punte (implantul şi dintele) au o mobilitate asemânâtoare dispare **„efectul de extensie"** al punții. Acest fapt justifică utilizarea elementelor intramobile (IMZ), a şumburilor plastice şi a altor sisteme care dau o flexibilitate mai mare implantelor.

Extensiile m cazul agregărilor mixte trebuie evitate deoarece produc creşteri ale momentului de forță. Dacă sunt absolut necesare ele vor trebui să fie scurte şi suportate doar de implante care vor prelua doar forțele verticale.

Avantajele agregărilor mixte sunt reprezentate de scăderea numărului de implante, şi de faptul că o parte dm forțe se transmit şi parodonțiului dinților. **Mecanismele parodontale pot astfel să protejeze într-o oarecare măsură implantul.**

Dezavantajele sunt reprezentate de prepararea stâlpilor naturali şi existența diferențelor de mobilitate între implant şi stâlpul natural.

Cu toate că prezintâ diferențe de mobilitate semnificative, un dinte natural şi un implant sunt adesea folosiți împreună într-o refacere protetică fixâ. Uneori aceste refaceri protetice includ şi extensii în regiunile distale unde nu a fost posibilă inserarea unor implante. Din aceste motive s-au preconizat sisteme care încearcă să anuleze aceste diferențe de mobilitate (sistemul IMZ, şumburile de fixare la implantele de stadiul II).

De asemenea este de dorit să nu se utilizeze extensii distale **PPF** cu sprijin mixt, deoarece folosirea lor duce la creşteri semnificative ale momentului forței la nivelul implantului. Astfel apar forțe de tracțiune a implantului cu valoarea de 10% din forța verticală aplicată pe extensie.

S-a demonstrat că m cazul implantelor nu există o reducere a activității musculare la sfârşitul masticației, aceasta şi datoritâ unui număr redus sau lipsei totale de receptori parodontali la nivelul implantelor. Richter a examinat efectul unor contacte ocluzale reduse la nivelul suprastructurilor confectionate pe implante. A descoperit astfel că **un spațiu de 15 |Lim între suprastructura pe implante şi arcada opusă previne supraîncărcarea implantelor.** Acest lucru nu poate fi aplicat când se fac refaceri protetice de anvergurâ susținute de implante, datorită faptului că m acest caz se va produce supraîncărcarea restului dentației. Misch, Ismail şi Richter au studiat efectul utilizării unor mptori de forțe m cazul unor agregări mixte pe implante. **Ei nu au decelat diferențe de tensiuni între stâlpii legați rigid şi cei la care s-au utilizat ruptori de forțe.**

S-a demonstrat astfel că **elasticitatea oferită de şurubul de fixare a bontului implantului este în majoritatea cazurilor sufîcientâ.** Un alt fenomen descris m cazul utilizării ruptorilor de forțe (culise) este cel al intmziei rădăcinii dintelui stâlp (stâlpului natural). Fenomenul a fost descris de Ericsson, Naert etc. Aria m care se manifestă aceste intmzii este reprezentată de regiunea anterioară a maxilamlui superior, inclusiv regiunea premolară.

10.3.4.7. RESTAURARI PROTETICE FIXE CU AGREGARE ADEZIVĂ

Una dintre problemele majore cu care se confmntă restaurarea edentaţiilor prin restaurări cu agregare adezivă (Resin bonded prothesis) se referă la designul minimal al elementelor de agregare (în comparaţie cu clasicele coroane de acoperire), care face ca întreg ansamblul să fie sensibil la solicitări ocluzale importante. Acesta este unul dintre motivele pentru care aceste restaurări protetice recunosc indicaţii limitate în raport eu constmcţiile clasice. Supradimensionarea elementelor de agregare (în limite permise) pentru creşterea rigidităţii este deci binevenită. Ea se poate realiza prin creşterea grosimii aripioarelor (de la 0,4 mm la 0,6 mm, de exemplu), realizarea de extensii ocluzo-cingulare (fig.10.39), trepte şi designuri speciale, care de multe ori reprezintă tehnici de autor (31). Conformarea de elemente de agregare cu sprijin ocluzal m zona laterală este obligatorie.

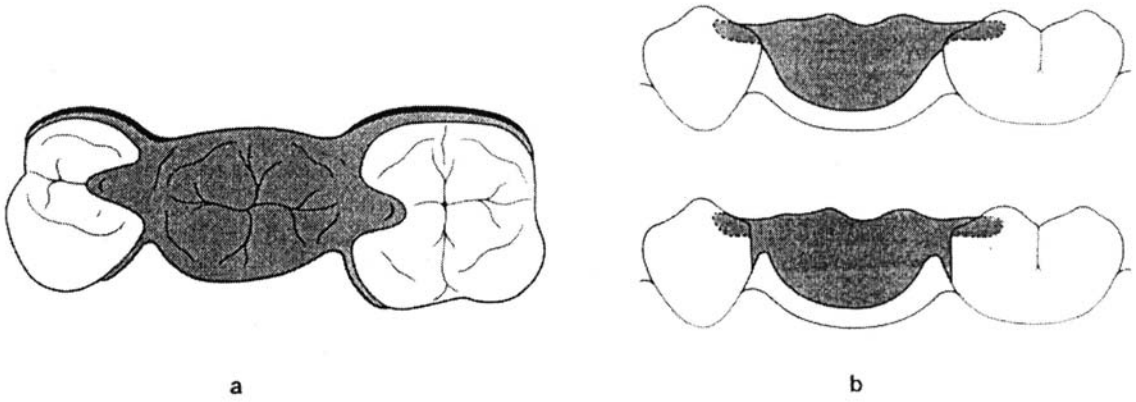


Fig. 10.39. Imbunatâţirea retenţiei şi stabilităţii restaurârilor adezive prin promovarea unei încercuiri de minim 180° la nivelul stâlpilor (a), respectiv adoptarea de extensii ocluzo-cingulare (b).

Retenţia restaurărilor adezive se obţine în primul rând prin crearea unui ax de inserţie unic, care rezultă din combinarea a trei factori:

1. modificarea feţelor proximale ale stâlpilor;
2. extinderea elementelor de agregare pe feţele proximale opuse breşei edentate, fapt ce contribuie la realizarea încercuirii proximale;
3. realizarea unui sprijin cingular.

Despre biomecanica **RPF** s-ar putea scrie o lucrare voluminoasă şi captivantă. Cu toate că noţiunile de biomecanică reprezintă ceva abstract pentru clinicieni, ele îi pot ajuta mult m unele situaţii. Sperăm că noţiunile sumare prezentate m acest capitol vor trezi m viitor interesul colegilor pentru acest domeniu fascinant.

10.4. Biblio grafie

1. Bakke M., Holm B., Jensen L. şi colab.: Unilateral, isometric biteforce m eight to eighty-eight year old-women and men related to occlusalfactors. *Scand J.Dent.Res., 1990, 98, 149-158.*

2. Biriş Ligia: Investigarea comportamentului restaurârilor protetice cu ajutorul metodelor restanrărilor finite. *Teză de doctorat, U.M.F. Timişoara 1998.*

3. Branemark P.L, Zarb G.A., Albrektsson T.: Tissue integrated prostheses. *Quintessence, Chicago, 1985, 51-70, 117-128.*

4. Bratu D., Fetzer W., Bratu Em., Românu M.: Punteape implante. *Ed. Helicon, Timişoara, 1996.*

5. Bratu Em.: Aspecte clinice şi experimentale privind conexiunile dento-implantare. *Teză de doctorat UMF Timişoara, 2000.*

6. Bratu D., Ardelean M., Colojoară Carmen, Romînu M., Uram-Ţuculescu S.: Implante lamâ Linkow m terapia edentaţiilor terminale mandibulare, studiu retrospeciv. *Timişoara Medicală, XXXVI, 1991,* 3-4, *51-56.*

7. Braun S., Bantleon H.-P. Hnat W.P. şi colab.: A study ofbite force. Part 1. relationship to various physical characteristics. *Angle Orthodont, 1995, 65 (5), 367-372.*

8. Braun S., Hnat W.P., Freudenthaler J.W. şi colab.: A stndy of maximum bite force during gro\vth and development. *Angle Orthodont., 1996, 66(4), 261-264.*

9. Caputo A.A., Standlee J.P.: Biomechamcs m Restorative Dentistry. *Quintessence Publ.Co.Inc., Chicago, 1987, 136-138.*

10. Dean J.S., Throckmorton G.S., Ellis E.E. şi colab.: A preliminary stndy qfmaxnnum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in preorthognathic surgery patients. *J.Oral.Maxillofac.Surg., 1992, 50(12), 1284-*

11. Dubruille J.H., Goudot P., Vanhakendover S.: Reabilitation Orale et Impîantologie. Ed. Techniqne Encyclopedie Med-Chir (paris, France). *Stomatologie et Odontologie, 23 -395 - A -10, 1994, 23- 31* .

12. Van Eijden T.M.G.J.: Three-dimensional analyses of humcm bite force magnitude and moment. *Archs.Oral.Biol., 1991, 36(7), 535-537.*

13. Frederick D.R., Caputo A.A.: Stress distribution to the supporting tissnes of abutments stabilized with fixed splints. *J.Calif.Dent.Assoc, 1980, 3, 33^0.*

14. Fujita T.: Photoelastic Stress Analysis ofOcclusal Forces Distribution •with Periodontally Involved Teeth, *teză dedoctorat, Universitatea California, LosAngeles, 1979.*

15. Hood J.A., Farah J.W., Craig R.G.: Modification of stresses in alveolar bone induced hy a tilted molar. *J.Prosthet.Dent, 1975, 34, 415^21.*

***16.** Khouw F.E., Norton L.A.:* The mechanism offixed molar uprighting appliances. *J.Prosthtet.Dent., 1972, 27, 381-389. ,17. Kirsch A.:* The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J.Oral.Implants, 1983, 11,197-210.*

18. Kornfield M.: Mouth Rehabilitation. *C.V.Mosby Co., St.Louis, 1974, 252-259.*

19. Lekholm U., van Steenberghe ***D.,*** *Herman* ***D.:*** Osseointegrated implants m the treatment ofpartially edentulovs jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int.J.Oral.Maxillofac.Impl., 1994, 9(6), 627-635.*

20. Lemons J.E., Bidez M.W.: Biomaterials and biomechanics in implant dentistry. *în McKinney R. ed. -Endosteal dental implants, St.Louis, Mosby, 1991.*

21. Misch C.E.: Cantilever length and its relationship to biomechanical stress. *Misch implant institute manual, Pittsburgh, 1990.*

22. Misch C.E.: Progressive bone loading. *Pract.Perio.Rest.Dent., 1990, 2(6), 27-30.*

23. Morgan M.J., James D.F., Pilliar R.M.: Fractures of the fixture component of an osseomtegrated implant. *Int.J.Oral.Maxillofac.Implant., 1993, 8(4), 409-413.*

24. Naert I., Quirynen M., van Steenberghe şi colab.: A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implantsfor the treatment ofpartial edentulism. *J.Prosthet.Dent., 1992, 67(2), 236-245.*

25. Quirynen M., Naert I., van Steenberghe D. şi colab.: The cumulative failure rate ofthe Branemark system m the overdenture, the fixed partial, and the fixed full prosthesis design: a prospective study m 1,273 fixtures. *J.HeadNeckPathol., 1991, 10,43.*

Randow K., Glantz P.O., Zoger B.: Technical failures andsome related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long-term clinical quality. *Acta Odontol.Scand., 1986, 44, 241-255.*

Prelipceanu Felicia, Doroga Olga: Proteticâ Dentară. *Ed. Didactică şi Pedagogică. Bucureşti. 1985. Rangert B., Jemt T., Jorneus L.:* Forces and moments on Branemark implants. *Int.J.Oral.Maxillofac.Impl.,* 1989,4,241-247. Reilly D.T., Burstein A.H.: The elastic and ultimate properties of compact bone tissne. J.Biomech., 1975, 8,

Roberts P.H.: Fixed bridge prostheses. *John Wright and Sons Ltd., Bristol, 1980, 162-172. Romînu M.:* Contribuţii la dezvoltarea agregârilor adezive. *Tezâ de doctorat, U.M.F.Timişoara, Facultatea de Stomatologie, 1998.*

Roucoules L.: Principes generavx deprothese dentaire a elements mamovibles. *Libr. Maloine. Paris. 1962 Schillinburg H.T., Fischer D.W.:* Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J.Am.Dent.Assoc., 1973, 87, 1195-1199. Schillinburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D.:* FuridamentalsofFixed Prosthoâontics. *Quintessence Publ.Co.lnc., Chicago, 1981. , Schillinburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E.:* Fundamentals of Fixed Prosthodontics. *3"l Ed. Quintessence Publ. Co. Inc., Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sao Paulo, Moskow, Prague, Warsaw, 1997. Schmid-Schonbein G.W., Woo S.L.—Y., Zweifack B.W.:* Frontiers in biomechanics, *New York, Springer-Verlag, 1986.*

Skalak R.: Biomedical considerations in osseointegratedprostheses. *J.Prosth.Dent., 1983, 49, 843—848. Smith B.G.N.:* Dental Crowns and Bridges: Design and Preparation. *Year Book Medical Publishers Inc., Chicago, 1986, 168-184. Smith D.E.:* Fixed bridge restorations with the tilted mandibular second or third molar qs an abiilment. *J.South.Calif.Dent.Assoc., 1939,6, 131-138. Standlee J.P., Caputo A.A.:* Loadtransfer by fixed partial dentures 'with three abutments. *Quintess.International, 1988.vol.l9, 6, 403-409. Stănilă A., Stănilă Edith:* Aprecierea biomecanică a punţii cu trei elemente de agregare m edentaţia intercalată. *Stomatologia, 1982, vol.XXIX, 1, 45^8. Strub J. R., Turp J. C., Witkowski S., Hurzeler M. B., Kern M.:* Curricuhim Prothetik, *Quintess Verlags-GmbH.VolII.1994. Tamura K., Fowler J.A.Jr.:* Essentials of Dental Technology, *Quintessence Publ.Co.Inc., Chicago, 1987, 289-291.*

Taylor R., Bergman G.: Laboratory techniques for the Brânemark system. *Quintessence, Chicago, 1990. Tylman S.D.:* Theory and practice ofcrown and fixed partial prosthodontics (bridge), *6[11]' ed. The C.V. Mosby Co.Saint-Louis.l970. Weiss C.W.:* Fibro-osteal and osteal integration: a comparative analysis of blade and fixture type dental implants supportedby clinical trials. *J.Dent.Educ., 1988, 52, 706-711. Wright K..W., Zetramm A.L.;* Reactive force distribution for teeth when loaded singly and^vhen nsen as fixed partial denture abutments. *J.Prosthtet.Dent., 1979, 42, 411-416. Yang H.S.Thompson V.P.:* A two—dimensional stress analysis comparingfixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. *Int.J.Prosthodont., 1991,4,416-424. Zarb G.A., Schmitt A.:* The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants, *the Toronto study. Part III. Problems and complications encountered. J.Prosthet.Dent, 1990, 64, 185-194. Zarb G. A., Bergman B., Clayton J. A., Mac Kay H. F.:* Prosthodontic treatment for partially edentulous patients. *The C. V. Mosby Comp. St. Louis. USA.1978*

11. PRINCIPIILE PREPARĂRII DINTILOR

Fiecare tip de protezâ parțialâ fixă are indicații şi contraindicații proprii, impune o mumită tehnică de preparare a bonturilor sau a cavităților, prezentând particularități legate de situația clinică.

Există însă nişte **principii** care sunt **comune tuturor preparațiilor** şi care influențează prognosticul în timp al protezârii. Ele sunt:

- **BIOMECANICE**
  - Conservarea țesuturilor dentare restante
  - Asigurarea formei de retenție şi stabilitate
  - Rezistența stmcturală Integritate marginală
- **BIOLOGICE**
  - Integrarea sistemului stomatognat în contextul organismului
  - Protecția psihicului pacientului Integrarea ocluzală a restaurării
  - Protecția biologiei pulpare Protecția parodonțiului marginal
- **ESTETICE**
  - Vizibilitatea minimă a metalului (când acesta există)
  - Suprafețe ocluzale din ceramică
  - Grosime maximă a materialului de placare
  - Margini subgingivale.

Din punct de vedere clinic este necesară o privire de ansamblu asupra principiilor de mai sus. Optimizarea unuia influențează frecvent, în mod negativ, pe altul. Tendința spre perfecțiune într-un anumit sens poate conduce de la un eşec la altul. De exemplu, la confecționarea coroanei metalo-ceramice pentru a crea un aspect natural este necesară o anumită grosime a placajului ceramic. Dacă se îndepârtează însă prea multă substanță dură (din motive estetice), va fi afectatâ vitalitatea țesutului pulpar (considerent biologic) şi rezistența dintelui va fi diminuată considerent mecanic).

0 preparare optimâ a bontului, de obicei, presupune un compromis. Unul sau altul dintre irmcipiile menționate trebuie să dea prioritate altora. Asemenea compromisuri se fac după o matură chibzuință. Raționamentul va tine cont de particularitățile fiecărui caz în parte.

11.1. CONSERVAREA STRUCTURILOR DURE DENTARE

Unul din principiile de bază ale preparării dinților pentru o **RPF** cste **conservarea unei cantități cât mai mari de țesuturi dure dentare şi protejarca accstora,** în limitclc rcspcctani principiilor biomecanicc, biologice şi cstetice.

Scurtarea excesivă a bontului şi/sau crearea unci convergcnțc ocluzalc cxagcratc a pereților săi axiali reduc inutil retcnția şi stabilitatca. Ilipci-scnsibilitatca dmților la agcnli termici, inflamația şi necroza pulpară pot fi consecințelc unei grosimi insuficicntc a dcntinci restante.

Conservarea structurilor dure dentarc în cursul prcparării bontiirilor sc rcali/ca/ri respectând următoarele recoinandări:

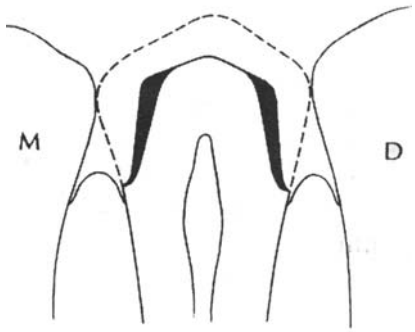


Fig. 11.1. Unghiul dc convcrgcnță exagcrat dctcrminri picrdcrca unci cantități considcrabilc dc substanță dentară(50).

1. Se alege acel tip de restaurare care necesită o prcpararc cu un sacrificiii cat mai mic dc substanță dură dentară. Se va evita aplicarea nejustificată a unci coroanc dc învcli;? mcttilo-ceramice în cazurilc când sc indică o coroana parțmlc'i metalică. Mcdicii prcfcra adescori coroanclc dc învcli^ din cauza designului mai simplu al prcparației accstoru. C'a regulă generală, **un dintc se prcpară pentru o coroana dc înveliş numai atunci când coroana partială csk[1] contraindicată,** din cauza rctcnții salc rnai rcdLisc Stiu ;i aspectului estctic ncsatistacator.

2. Pereții axiali opozanți ai bontului vor avca o convergență ocluzala minimă (fig. 11.1.).

3. Este ncccsară prcpararca iiniforma a suprarcțclor axiale ale dintelui. In acest scop sc rccomanda:

- trasarea unor sanțuri dc oricntare cu frczc calibrate din carbură dc tungstcn (fig. 1 1.2.a) sau folosirea unei chei din silicon chitos pcnli'ii controlul adâncimii prcpararii (fig. 1 1.2.b)

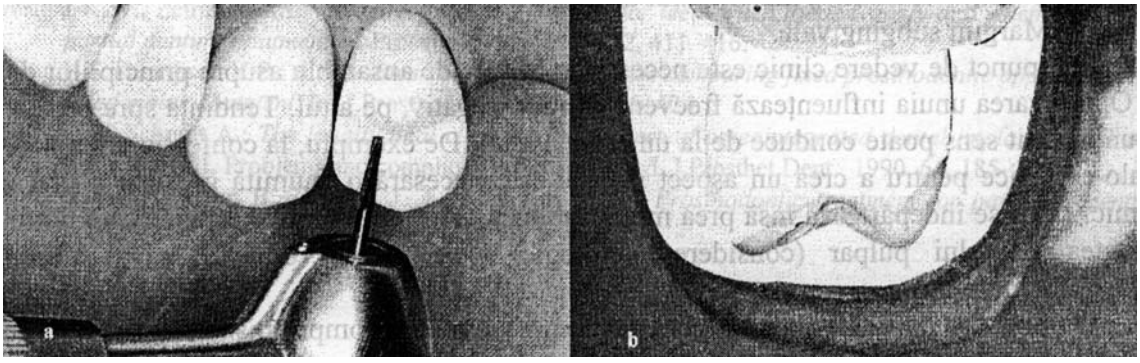


Fig. 11. 2. Prcpararc unilormă conlroliita a primului prcmolar maxilar (53): ii - tiasarc.i iiiini yinl; h chcic dc silicon cliilns cc pcniiilc conlrolnl adaptarii prcp.irații.

- repoziționarea ortodontică a dinților migrați, vcrtical sau orizontal, înainlc dc prepararea bontului (fig. 11.3.)

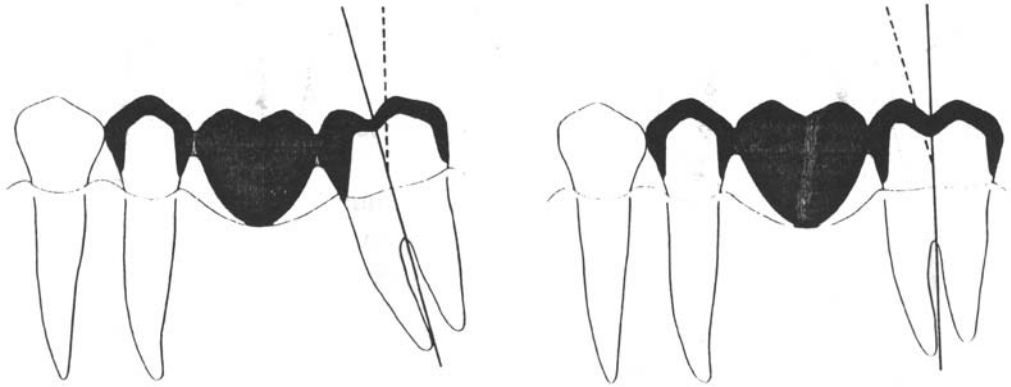


Fig. 11.3. Prin tratament ortodontic preprotetic se evită prepararea exagerată a suprafeței meziale a lui 37

- Alegerea unei axe de inserție a restaurării care să coincidă cu axul ling al dintelui. O greşeală frecventă apare în cazul premolarului mandibular, care este înclinat cu 9 grade spre lingual(fig. 11.4.)

4. Se realizează prepararea anatomică a suprafeîei ocluzale a bontului, urmărindu-se pante cuspidiene (fig. 11.5.), astfel asigurându-se u grosime uniformă a restaurării.

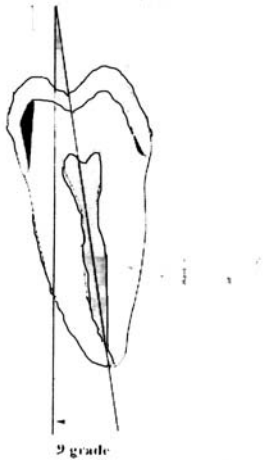


Fig. 11.4 Dacă se alege o axă de inserție eronată şi anume perpendiculară pe planul de ocluzie. Prepararea premolarului mandibular va fi neunuformă şi se va ădepărtă de țesut dentar lingual-aria neagră

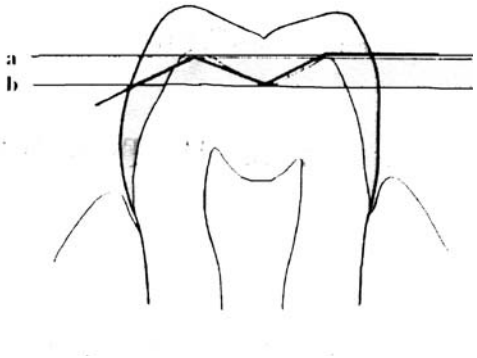


Fig. 11.5. Suprafața ocluzală a bonreproduce stilizată pe cea a dintelui natural. Prin aplatizareeea acesteia rezultă un spaăiu insuficient față de antagonişti(a) sau o scurtare exagerată a bontului(b).

5. Geometria zonei terminale a bontului se alege astfel încât să fie cât mai conservatoare, dar compatibilă cu celelalte principii de preparare. Chanfrein-ul conservă țesuturile dentare mai bine decât pragul(fig. 11.6.)

6.Zonaterminală a coroanelor de înveliş va intra ăn contact cu țesuturi dentare sănătoase, nu cu suprafețele unor restaurări (de exemplu obturații). SE previn astfel eventualele fracturi dentare, carii secundare etc.

7. Se va evita extinderea inutilă a preparării şanțului gingival (fig. 11.7), prepararea dinților cu suport parodontal redus presupune reducerea considerabile de țesuturi dentare dacă marginile restaurării se plasează subgingival din motive estetice. Ori de cte ori este posibil se preferă marginile supragingivale.

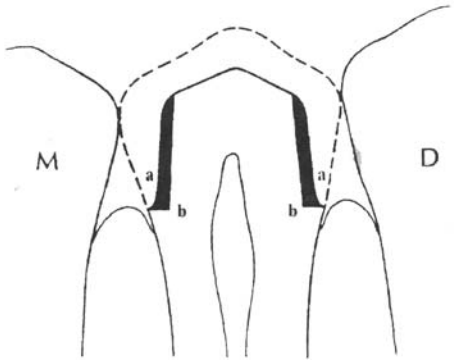


Fig. 11.6. Pragul (b) necesită un sacrificiu mai mare de conservatoare substanță dură dentară decât chanfrein-ul (a) (50).

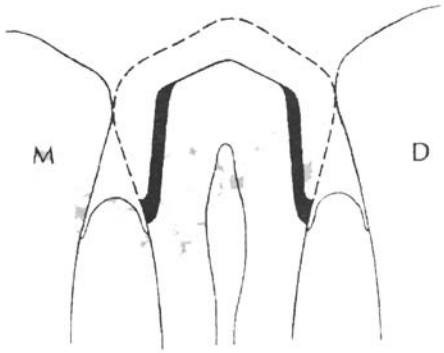


Fig. 11.7. Extinderea marginii restaurării în şanțul gingival impune o preparare mai puțin a bontului (50).

8. Principiul de conservare al structurilor dentare înseamnă mai mult decât simpla evitare a preparării exagerate a bontului. Restaurarea va fi concepută astfel încât să consolideze şi să protejeze smalțul şi dentina restantă. în acest scop este uneori necesară îndepărtarea intenționată a unei cantități suplimentare de substanță dură pentru a evita pierderea necontrolabilă a unor cantități mai mari. De exemplu în cazul **onlay-ului MOD** se reduc l-l,5mm dm înălțimea cuspizilor de sprijin pentru a-i proteja ulterior cu metalul restaurării. S-a demonstrat experimental că dinții tratați endodontic şi restaurați printr-un **onlay MOD,** confecționați din aliaj de Cr-Ni, au o rezistență la fractură mai mare decât cei restaurați cu amalgam (13).

11.2. RETENȚIA ŞI STABILITATEA

Restaurările protetice fixe trebuie să se adapteze intim pe bont pentru a satisface criteriile funcționale, biologice şi estetice. **Retenția şi stabilitatea** asigurate de bont trebuie să fie **sufîcient de mari pentru a se opune forțelor care tind să desprindă sau să disloce restaurarea.**

Retenția şi stabilitatea depind la rândul lor, în mod decisiv, de forma geometrică a bontului, aceasta fiind controlată de medic în timpul preparării dintelui.

Forma de retenție se opune îndepărtării restaurării de-a lungul axei de inserție sau axei lungi a preparării dentare (59).

Forma de stabilitate previne dislocarea restaurării de-a lungul unui ax diferit de axa de inserție, de către forțe ce acționează în sens apical sau m direcție oblică (59). Se previne astfel mobilizarea protezei fixe sub acțiunea forțelor ocluzale.

Elementele de agregare ale unei **RPF** necesită o retenție şi o stabilitate mai mare decât restaurările unidentare.

Retenția şi stabilitatea se condiționează adeseori reciproc.

11.2.1. RETENTIA

Elementul fundamental al retentieî' constă în conformarea a 'doua suprafețe opozante. Ele pot fi:

- două suprafețe externe, cum ar fi pereții vestibulari şi orali ai bontului preparat pentru o coroană de înveliş (retentie de manşon) (fig.11.8,);

- două suprafețe interne, cum ar fi pereții vestibulari şi orali ai unei cavități ocluzale preparate pentm un inlay (retenție prin încastrare) (fig. 11.9.);

Se poate realiza combinarea celor două modalități de retenție, cum este cazul bontului preparat pentm un **onlay MOD.** Retenția deficitară a restaurării constituie o cauză frecventă a eşecului tratamentului protetic, fiind plasatâ pe locul trei după leziunile carioase şi fracturile placajelor ceramice. Restaurarea este descimentată sub acțiunea solicitărilor funcționale.

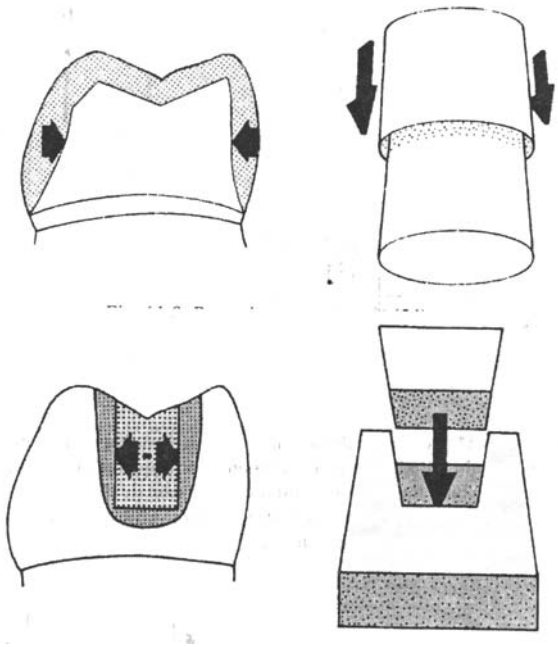


Fig. 11.8. Retenția intracoronară (54)

Retenția unei proteze fixe este condiționată de următorii factori (tabelul 11.2.):

- **Intensitatea forțelor** care tind să desprinda restaurarea
- **Geometria bontului:**
  - paralelismul sau gradul de convergență ocluzală ai pereților axiali opozanți;
  - mărimea suprafeței bontului;
  -- numărul posibilelor axe de inserție;
  -- zonele de ciment aflate sub influența forțelor de forfecare;
  - concentrarea de stress la interfața bont-ciment-restaurare.
- **Rugozitatea suprafeței bontului**
- **Rugozitatea suprafeței interne a restaurării**
- **Materialul din care este confecționată restaurarea**
- **Tipul fixării**
- **Grosimea stratului de ciment**

Dintre factorii de mai sus, m acest capitol vor fi discutați, pe larg, factorii legați de prepararea bontului.

Retenția unei proteze parțiale fixe se bazează mai mult pe geometria bontului decât pe adeziune. Majoritatea cimenturilor tradiționale nu aderă la structurile dure dentare. Ele acționează prin creşterea rezistenței fricționale dintre dinte şi restaurare. Granulele de ciment împiedică suprafețele aflate în contact să alunece una peste cealaltă, dar nu şi separarea lor. Fenomenul este asemănător cu efectul particulelor de praf care au pătruns într-un mecanism de ceasomic. Ele nu aderă la metal, dar cresc fricțiunea dintre suprafețele tangente şi pot provoca practic blocarea mecanismului.

Cimentul este eficient doar dacă există un ax unic de inserție. Prin urmare forma bontuluitrebuie să limiteze mişcarea liberă a restaurării(fig 11.10a).

Mecanica analitică apreciază că un corp (bontul) poate să limiteze mişcările altuia (restaurarea cimentată) doar atunci când are formâ cilindrică. Se creează astfel o pereche de suprafețe cilindrice care sunt constrânse să alunece una pe ealaltă (fig. 11.10.b). un bontva fi cilindric dacă suprafețele axiale sunt preparate cu o freză cilindrică ținută în unghi constant.

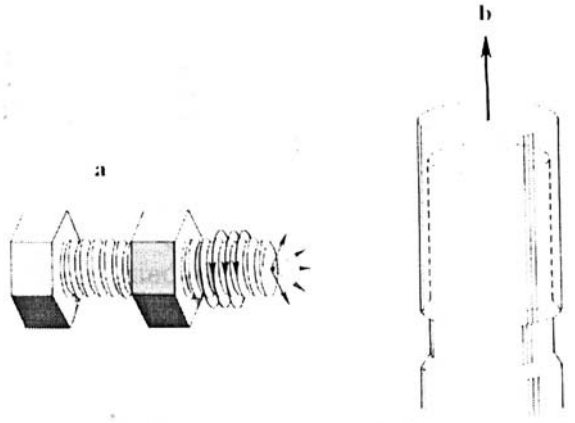


Fig. 11.10.a.un exemplu de mişcare restrictivă este raportul dintre şurub şi piuliță. Piulița nu poate executa decât o mişcare helicoidală precisă de-a lungul traectului dictat de pasul de ghivent
b.Un bont cilindric va reduce numărul gradelor de libertate ale unei restaurări

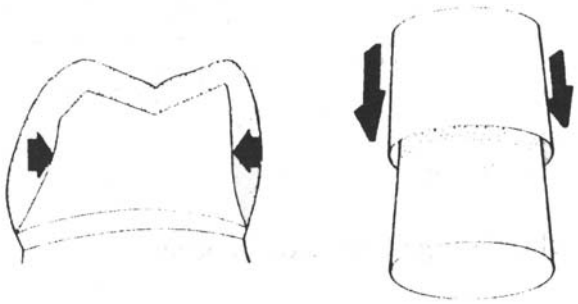


Fig. 11.11.a. Bont cu pereții axiali aproape paraleli, la care stratul de ciment va fi supus la forfecare.b.Bont cu pereții axiali având o convergență axială exagerată, la cere solicitările din stratul de ciment sunt de tip tensionat.

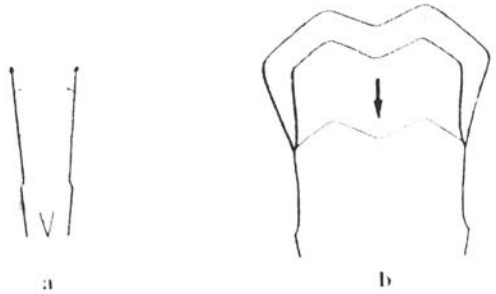


Fig. 11.12.Retentivitățole iau naştare prin divergența ocluzală a doi pereți opozanți externi(a). Diametrul maxim al bontului nu mai este la colet, ci undeva în apropierea joncțiunii ocluzodistale. Ele împiedică inserarea restaurării pe bont(b)

Acest bont va asigura un ax unic de inserție a restaurării. Cimentul va creşte rezistența fricționalî dintre pereții axiali, aproape paraleli, şi restaurare. Stratul de ciment vba fi supus numai la forfecare (fig. 11.11.a). O convergență ocluzală exagerată a pereților axiali opozanți dă naştere la multiple axe de inserție. Particulele de ciment au tendinîa de desprindere de pe suprafețele de contact. Tensiunile care iau naţtere în stratul de ciment prejudiciiază retenția. Majoritatea cimenturilor posedă rezistență scăzută la tensiune(fig.11.11.b).

În concluzie, **pentru retenție contează mai ales zonele în care cimentul este supus la forfrcare şi nu la tensiune.** De aceea se recomandă ca pereții opozanți să fie aproape paraleli între ei şi cu axul de inserție al restaurării.

Convergența ocluzală a pereților axiali

Pereții opozanți externi ai bontuluise vor prepara convergenți spre ocluzal. Termenul de ***unghi de convergență*** este utilizat pentru a cuantifica mai precis respectivul raport. În schimb în cazul cavităților este vorba despre un ***unghi de divegență*** , întrucât pereții lor interni se vor prepara divergenți spre ocluzal.

Teoretic retenția bontului este maximă c'nd pereții axiali opozanți sunt paraleli.

Cu instrumentele şi tehnica existantă la oraactuală, în practica clinică, este imposibil să se obțină un asemenea bont. Acuitatea vizuală a medicului careează şi ea dificultăți în prepararea cinică a unor bonturi cu pereăii axiali paraleli. Există riscul apariției unor retentivități; ex (fig.11. 12), care nu permit inserarea restaurării pe bont. Probleme apar şi la fixare cnd cimentul nu are posibilitatea de a reflua, ceea ce prejudiciază adaptarea marginală a restaurării

Din acestc motive se prcfcra realizarca unci convergenţe ocluzale a pereţilor opozanţi extcrni ai bontului. **Care este valoarca optiinâ a acestui unghi de convergenţâ?**

Corclaţia dintrc unghiul dc convcrgenţa şi marirnca rctcnţici bontului a tbst dcrnonstrata cxpcrimcntal de Jorgcnscn (22) înca din anul 1955 (fig. 11.13.). Retcnţia scadc pe măsura ce unghiul de convcrgcnţă creşte. Autorul a cimcntat cape din alarna pc conuri cu difcritc convcrgenţe ocluzale a perctilor axiali. Rctenţia oferită dc conuri a tbst evaluata cu ajutoriil iinui dispozitiv care măsoară tcnsiuiiea Diagrama care reflcctă corelaţia convergenţa-retcnţic a avut tbrma unci hiperbole. Din interpretarea diagramei rezultă că cea mai bună retenţie este oferita de pereţi opozanţi paraleli. Urmeaza o scadere treptata a retenţiei pe masura ce unghiul de convergenţa creşte pana la **6°,** valoare peste care se produce o prabuşire dramatică. Retenţia unui bont cu o convergenţă ocluzalâ de **10°** reprezinta aproximativ jumatate din cea a unui bont cu o convergenţă de 5°.

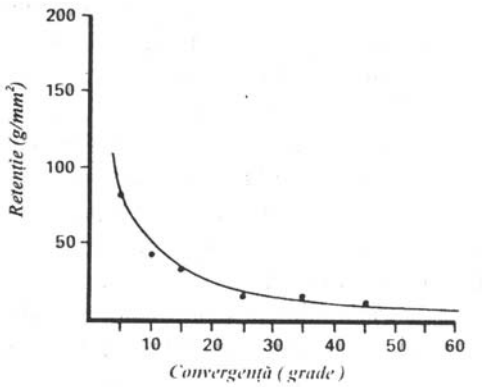


Fig. 11.13. Variaţii ale retenţiei în funcţie de convergenta pereţilor axiali(22)

Din *acest motiv majontatea manualelor de protetică consideriă câ valoavea optimă a unghiului de convergentă este de 6° Aceasta ia naştere prin înclinarea fiecărui perete axinl al bonuilui cu 3° faţa de axa de inserţie.*

Unghiul de convergcnţa de **6°** sc obţine practic prin prepararea bontului cu un instrument diamantat efilat care arc un grad dc înclinarc a suprafeţelor externe dc 2-3°. Pcntru a cxploata la maximum avantajul gradului sau de efilare, instrumentul va fi mcnţinut la o angulatic constantă taţa de suprafaţa axiala a bontului şi anume, paralel cu viitorul ax dc insertie al restaurarii.

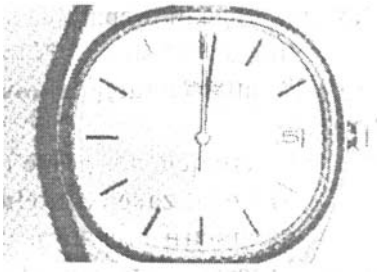


Fig.11.14. Unghiul pe cere ţl fac limbile unui ceas care arată ora 12:01 este de 5.5°

Convergcnţa dc **6°** cste foartc mica (fig. 11.14). înclinarea intenţionata a insti-iimentului diamantat pentru a realiza un aniimit grad de convcrgcnţă ocluzală a pci-eţilor axiali conduce invariabil la o prcparare cxagerata a bontului (fig. 11.15.). **Nu se canta un aniiniit unghi de convergenţă deoarece nivelul de perceptie vizualâ variază individual şi ochiul înşeală!** Unghiul de convergcnţă este oferit de catre instrumentul abraziv.

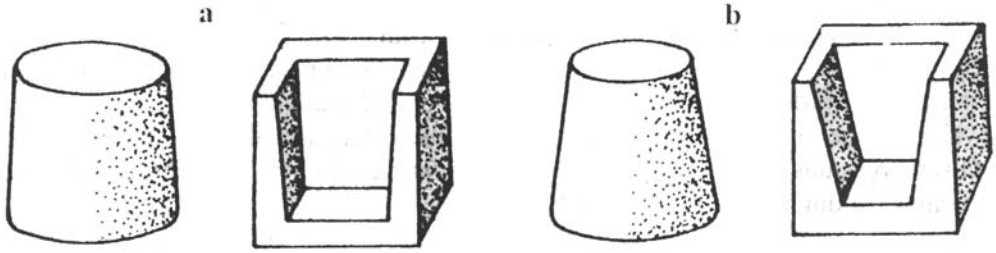


Fig.11.15. Convergenţa ocluzală de 6° a pereţilor opozanţi (a) şi cea de20°pot fi deosebite relativ cu ochul liber

Convergcnţa ocluzală de **6°** a suprafeţelor axialc opozante se considera optima, dcoarccc ca nu i-cducc considcrabil retcnţia rcstaurarii şi aceasta va avca un nuinar limitat de axc dc inscrţie. in plus, la acest unghi de convergenţă concentrarea de strcss la **interfaţa bont-ciinent-rcstaurare** cste ininima.

Cu toate acestea, studiile realizate pe bonturi preparate în practica curentă au menționat un unghi de convergență mediu, mult mai mare decât cel recomandat în manuale.

Ohm şi Silness (38) au considerat că retenția pe termen lung poate fi obținută pe dinții vitali la un unghi de convergență cuprins între **19,2°** (mezio-distal) şi 23° (vestibulo-oral), iar pe cei cu tratamente endodontice (şi cu reconstituire corono-radiculară) la un unghi de convergență de 12,8° (mezio-distal) şi respectiv 22,5° (vestibulo-oral).

în cadml unor studii clinice, Mack (31) a găsit un unghi de convergență mediu de **16,5°,** iar Leempoel şi colab. (30) unghiuri de **15°** - 30°, cu valori ceva mai mari pentru molari.

Nordlander şi colab. (36) au analizat 208 bonturi preparate de către 10 medici diferiți. Au observat un unghi de convergență mediu de **19,9°,** cu valoarea cea mai micâ pentru premolari (17,3°) şi valoarea cea mai mare pentru molari (27,3%).

, . Pe modelele examinate la întâmplare în laboratoarele de tehnică dentară s-au observat bonturi cu un unghi de convergență ocluzală de **20°** (18).

Kent şi colab. (23) au evaluat unghiul de convergență a 418 bonturi preparate timp de 12 ani de un medic stomatolog cu experiență. S-a obținut o valoare medie de **14,3°.** Unghiul dei convergență a fost mai mare între pereții opozanți mezio-distali (15,8°) decât între cei vestibulo-orali (13,4°). Cea mai micâ valoare medie a fost obținută pentru 145 de bonturi frontale preparate pentru coroane metalo-ceramice (9,2°), iar cea mai-.mare pentru 88 bonturi mandibulare preparate pentm coroane de înveliş (22,2°).

Annerstedt şi colab. (2) au măsurat un unghi de convergență de 22° pe bonturile preparate de către medici şi de **19°** pe preparările realizate de studenți.

Weed şi colab. (62) au observat că studenții stomatologi pot prepara pe model bonturi pentru coroane de înveliş cu un unghi de convergență de 12,7°. Acest unghi a crescut însă la 22,8° atunci când prepararea s-a facut în cavitatea bucală a pacientului.

într-un alt studiu, Noonan şi Goldfogel (35) au măsurat un unghi de convergență mediu de **19,2°** între suprafețele axiale opozante ale bonturilor preparate de studenții ultimului an de studiu.

Diferențele observate în unghiul de convergență al diferitelor bonturi se pot explica prin:

a) Localizarea dintelui pe arcadă

Parametrii preparării unui bont frontal pot fi verificați mai bine decât cei ai unui dinte lateral. Accesul este mai direct, iar saliva, limba şi țesuturile orale interferă mai puțin cu instmmentarul.

b) Forma anatomică a dintelui Un incisiv alungit şi subțire se prepară mai uşor cu un unghi de convergență redus, decât un molar inferior mult mai voluminos.

c) Experiența şi motivarea medicului şi/sau studentului

Studenții au noțiuni mai proaspete despre o preparare optimă, fiind permanent verificați şi corectați de către profesori. Medicii, cu o experiență clinică mai vastă, pot avea o părere proprie privind valoarea unei retenții optime şi modalitățile de realizare a acesteia.

0 serie de studii reflectă discrepanța ce apare între ceea ce se predă teoretic la facultate şi realitatea clinică şi din laboratoarele de tehnică dentară.

Faptul că protezele parțiale fixe se mențin în cavitatea bucală în ciuda unor unghiuri de convergență mult mai mari decât cele recomandate în manualele de proteticâ se explicâ prin aceea că solicitările intraorale interacționează într-un mod mult mai complex decât pot fi ele reproduse prin teste de laborator. De asemenea un unghi de convergență adecvat nu este singurul factor care condiționează retenția restaurării. Alți parametri, precum lungimea şi diametml bontului sunt decisivi pentru valoarea retenției (62, 43). Un unghi de convergență de **16°,** chiar de **20°,** este considerat adecvat dacă suprafețele axiale ale bontului sunt suficient de lungi pentru

a oferi o retenţie corespunzătoare (34). Soderbâck (56) recomandă un unghi de convergenţă de **13°** pentru un bont cu înâlţimea de 7mm. în cadrul aceluiaşi studiu s-a constatat că un unghi de convergenţă ce depăşeşte 24° a anulat retenţia realizată exclusiv prin forma bontului (fară intervenţia cimentului) („autoretenţie"-„selfretention").

în concluzief **unghiul de convergenţă optim este cel de 6°.** Acesta nu este întotdeauna realizabil în practică, mai ales m cazul unor restaurări ample, cu bonturi multiple. în situaţiile clinice m care paralelizarea pereţilor axiali, respectiv a bonturilor, este dificilă se acceptă un unghi de convergenţă mediu de **16°** (60, 17, 54, 2). El poate fi de **10° la frontali** şi de 22° **la molari** (tabel 11.1.). Aceste valori oferă o retenţie suficientă pe termen lung dacă ceilalţi factori care condiţionează retenţia sunt optimi.

Revenim asupra ideii că la prepararа bontului nu trebuie să um-iărim conştient o anumită valoare a unghiului de convergenţă. Aceasta trebuie să fie cât mai mică, pentru ca bontul să ofere o retenţie cât mai mare restaurării. **Tendinţa de a realiza bonturi cu o convergenţă exagerată a pereţilor axiali trebuie evitată.**

Tabelul 11. Valori limită ale unghiului de convergenţă (54)

Arcadâ	Mezio-distal (^{0})	Vestibulo-oral (^{0})	Total (°)
MAXILAR			
Frontali*	10	10	10
Premolari*	14	14	14
Molari* .	17	21	19
Istm+	-	-	7
Cavitate+	-	-	7
MANDIBULA			
Frontali*	10	10	.10
Premolari*	16	12	14
Molari*	24	20	22
Istm+	-	-	12
Cavitate+	-	.-	12

* unghiul de convergenţă; + unghiul de divergenţă

Mârimea suprafeţei bontului

Retenţia apare ca rezultat al raportului intim dintre pereţii axiali ai bontului şi suprafaţa intemă a restaurării. Cu cât suprafaţa bontului este mai mare, cu atât retenţia este mai bună. Suprafaţa totală a bontului este condiţionată de mărimea dintelui preparat şi de tipul restaurării.

Bonturile preparate pe molari oferă o retenţie mai mare decât cele de pe premolari, la acelaşi unghi de convergenţă (fig. 11.16.). Această corelaţie va fî luată în considerare în cazul unor dinţi stâlpi cu volum redus.

Suprafaţa ocluzalâ nu contribuie prea mult la retenţia totală, importantâ fiind lungimea pereţilor axiali ai bontului (practic lungimea suprafeţei de alunecare a restaurării pe bont m direcţia axului de inserţie). Pentru bonturile scurte se indică compensarea retenţiei deficitare prin prepararea unor pereţi axiali cu o convergenţâ ocluzală mai mică, de aproximativ 4°.

Retenţia variazâ în funcţie de tipul de restaurare. Ea este dependentă de mărimea suprafeţelor axiale ale bontului subiacent în condiţiile când ceilalţi parametrii sunt identici. Astfel, **retenţia unei coroane de înveliş este dublă faţă de cea a unei coroane parţiale** (46).

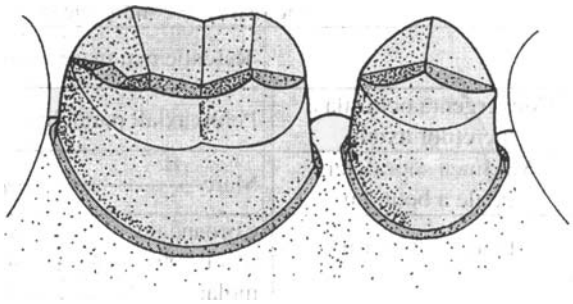


Fig. 11.16. Retenţia este mai mare la bonturile cu o coroană clinică mai voluminoasâ (54)

Axa unică de inserţie

Retenţia creşte prin reducerea geometrică a posibilelor axe de inserţie. **O axă de inserţie unică va asigura o retenţie maximă.** Ea se obşine prin prepararea unor pereşi axiali lungi, aproare paraleli, şi prin conformarea unor şanţuri şi casete adiţionale. Un bont mai scurt, cu preţi axiali prea convergenţi nu va asigura retenţie, restaurarea fiind îndepărtată uşor de pe bont de-a lungul a nenumărate axe.

Prin prepararea de şanţuri şi casete suplimentare se urmăreşte adese ori creşterea suprafeţei axiale a bonturilor scurte. Eficienţa lor se explică însă, prin limitarea numărului de axe posibile de inserţie, mărirea suprafeţei de contact cu toate că restaurarea este redusă.

Prepararea canelată a molarilor cu retracţii parodontale creşte şi ea retenţia bontului. Fiecare concavitate oferă o retenţie adiţională prin asigurarea unei axe unice de inserţie a restaurării.

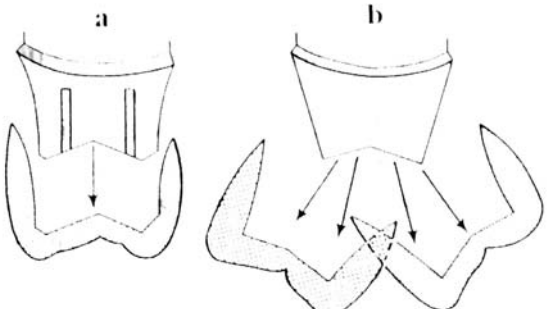


Fig. 11.17. Ax de inserţie unic care îmbunătăîţeşte retenţia restaurării (a). Un bont cu multiple axe de inserţie oferă retenţie mai redusă (b)

Concentrarea de stress

În cazul unei restaurări descimentate, mataerialul de fixare se poate observa atăt pe bont căt şi pe suprafaţa internă a restaurării. Forţele de coeziune din interiorul stratului de ciment au fost deppăşite de forţele exercitate asupra protezei. Analiza computerizată a acestui stress a demonstrat repartiţia sa neuniformă în pelicula de ciment. Stressul este concentrat la muchiia ocluzo-axială a bontului. **Rotunjirea muchiilor bontului** reduce concentrarea de stress la interfaţa bont – ciment – restaurare şi creşte astfel retenţia restaurării.

Rugozitatea suprafeţei bontului

Rugozitatea suprafeţei dentinare nu influenţează semnificativ retenţia . prin urmare nu se recomandă creşterea intenţională a rugozităţii prin finalizarea preparării cu un instrument diamantat cu granulaţie mare. Se vor evita astfel erorile din faza de amprentare şi de modelare a machetei din ceară. Finisarea bontului se poate realiza cu freze din carbură de tungsten cu striaţii transversale sau cu instrumentar diamantat cu granulaţie foarte mică. Folosirea lor nu urmăreşte „lustruirea" bontului. Instrumentele respective dau naştere unei rugozităţi superficiale de 6,8 – 8,6 μm, care îmbunătăţeşte şi capacitatea de umectare a cimenturilor.

Tabelul 11.2 Factorii care condiţionează retenţia unei restaurări cimentate

	Retenţie mai mare ----------->Retenţie mai mică
Convergenţa axială a pereţilor axiali	Pereţi axiali paraleli---------->6°----------> Exagerată
Mărimea suprafeţei axiale a bontului	Mare---------->Mică
Tipul restaurării	Coroană de înveliş pe molar ----------> Coroană de înveliş pe premolar ----------> Coroană parţială --------> Restaurare intracoronară
Calitatea suprafeţei bontului	Rugoasă---------->Netedă
Tipul cimentului	Ciment compozit------>Ionomer de sticlă-----> Policarboxilat---> Fosfat de zinc ---> Zinc oxid eugenol
Grosimea stratului de ciment	Efect neconcludent

11.2.2 STABILITATEA

Stabilitatea previne dislocarea unei restaur[ri prin efectul de pivotare sau torsionare generat de solicit[ri apicale, oblice sau orizontale. Acestea iau naştere în tipul masticaţiei şi parafuncţiilor.

În prezența unor rapoarte ocluzale normale, forța masticatorie este distribuită uniform la nivelul tuturor dinților. Cea mai mare parte a acestor solicitîri este transmisă în axul lung al dinților laterali. Conformarea ocluzală corectă a protezelor fixe repartizează şi direcționează favorabil solicitările dinşilor stâlpi. Practicarea unui obicei vicios (bruxism, fumarea pipei) dă naştere unor forțe oblice considerabile. Priin urmare, restaurările trebuie pe lângă solicitărilor normale axiale şi acestor forțe oblice.

Forma e stabilitate se obține prin conformarea pereților bontului astfel încât să se opună dislocării restaurărilor. În condiții normale cele mai puternice forțe se exercită în sens apicalşi dau naştere unei forțe de compresiune în stratul de ciment. Compresiunea conduce mai rar la eşecuri dect forfecarea. Întrucât direcția (linia de acțiune) a forțelor trece în interiorul perimetrului coroanei, aceasta nu va bascula deoarece bontul va suporta toate solicitările.

Dislocarea unei restaurări cimentate se realizează ptin efectul de pârghie, care generează tensiune şi forfecare în pelicula de cement. Efectul de prghie este unul din cele mai frecvente cauze aledescimentării restaurațiilor. El apare atunci când direcția forțelor trece în afara structurilor de sprijiin ale dnitelui. Sunt posibile două situații:

- Dacă tabla ocluzală a restaurării este largă, însăşi o forță verticală va aveea punctul de aplicare în afara suprafeței de sprijin ale dintelui, provocându-i bascularea. Fenomenul poate să apră şi pe dinții stâlpi malpoziționați sau în cazul unei proteze fixe cu extensie (în consolă).
- Şi o forță oblică exercitată asupra unei coroane cimentate dă naştere unei linii de acțiune care va trece în afara structurilor dentare de sprijin (fig. 11.18)

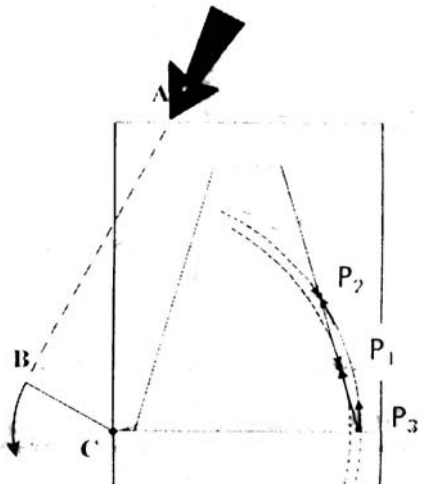


Fig. 11.18. stabilitatea restaurării este conferită numai de punctele dispuse ocluzal de punctul tangent P1. AB linia de acțiune;C punct fulcrum;P1 punct tangent, supus la forfecare ;P2 punct în care se exercită compresiune în stratul de ciment ;P3 punct în care stressul posedă o componentă de tensiune

Punctul de pe marginea restaurării care se găseşte cel mai aproape de linia e acțiune se numeşte ***punct fulcrum sau centru de rotație***. Mărimea basculării induse este egală cu produsul dintre intensitatea forței aplicate şi lungumea brațului de prghie creat (distanța mai mică dintre linia de acțiune şi fulcrum). În condiții echilibrate, bascularea este contrscsraaaată de suma forțelor de tensiune, forfecare şi compresiune care iau naştere în pelicula de ciment. Valoarea mecanică a acestora din urmă este cu atât mai mare cu cât ele se găsesc mai aproaoâpe de fulcrum. Din punctul fulcrum se trasează o perpendiculară pe pelicula de ciment a peretelui opozant. Punctul în care această linie intersectează pelicula de ciment este numit ***punct tangent*** (P1).(fig.11.18.). în acest punct arcul de rotație al restaurării în jurul fulcrumului este tangent la suprafața bontului şi stratul de ciment este supus numai la forfecare.

Toate puncele situate ocluzal de punctul tangent sunt supuse la forfecare şi compresie. Componenta compresivă creşte pe măsură ce ne distanțăm de punctul

tangent şi ne apropiem de suprafaţa ocluzală. Un punct plasat mai aproape de suprafaţa ocluzală va contribui mai mult la stabilitate decât un punct mai apropiat de punctul tangent, deoarece posedă avantajul mecanic al unui braţ de pârghie mai lung, iar forţa formează cu suprafaţa restaurării un unghi mai apropiat de 90°.

Prin unirea punctelor tangente ale tuturor arcurilor de rotaţie în jurul unei axe date ia naştere ***linia tangentâ.*** De-a lungul acestei linii cimentul va fi supus la forfecare pură de către orice forţâ aplicată perpendicular pe axa de rotaţie (fig. 11.19.).

Suprafaţa situată deasupra liniei tangente este denumită ***zonâ de stabilizare*** (21). Zona de stabilizare împiedică dislocarea restaurârii în jurul axei de rotaţie. Pentru ca un bont să posede o formă de stabilitate suficientă, linia tangentă trebuie să fie plasată cel puţin la jumătatea înălţimii bontului. In cadrul zonei de stabilizare, cimentul este supus la grade variabile de compresiune şi forfecare. Punctele aflate m afara acestei zone vor fi supuse la tensiuni de intensităţi diferite şi nu, vor contribui la stabilitatea restaurării.

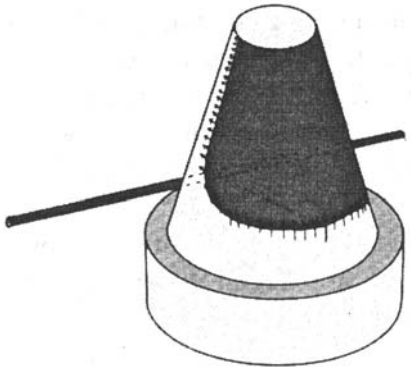


Fig. 11.19. Linia tangentâ ia naştere prin unirea punctelor tangente ale tuturor arcurilor de rotaţie în jurul unei axe date. Zona de stabilizare se găseşte deasupra liniei tangente şi împiedicâ bascularea restaurării în jurul axei (53).

Stabilitatea depinde de următorii factori (tabelul11.3.):

- lungimea bontului;
- diametml bontului;
- convergenţa ocluzală a suprafeţelor axiale. La aceştia se adaugă şi proprietăţile fizice ale cimentului de fixare. , , în practică se impune acordarea unei atenţii sporite factorilor de mai sus, deoarece procentul bonturilor care oferă o stabilitate deficitară restaurării rămâne din păcate foarte ridicat (5% dintre incisivi, 8% dintre canini, 19% dintre premolari şi 54% dintre molari). **Lungimea bontului**

Lungimea ocluzo-gingivală a bontului este importantă atât pentru retenţie, prin suprafaţa de contact pe care o oferă, cât şi pentru stabilitate.

0 coroană nu va fi dislocată sub acţiunea solicitărilor funcţionale sau parafuncţionale dacă bontul posedă o lungime suficientă pentm a interfera cu arcul de rotaţie al restaurării în jurul unui punct care se găseşte în zona terminală a suprafeţei opuse (fig. 11.20.). Anumite zone ale pereţilor axiali se opun basculării coroanei pe bont. Pentru a fi eficiente, aceste zone de stabilizare trebuie să formeze cu solicitarea un unghi cât mai apropiat de 90°. La nivelul zonelor de stabilizare cimentul va fi supus la grade variabile de compresiune.

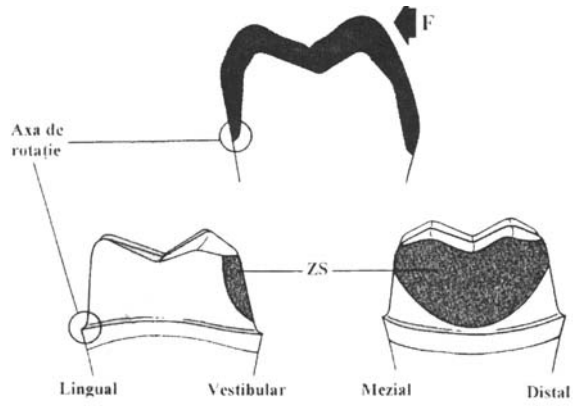
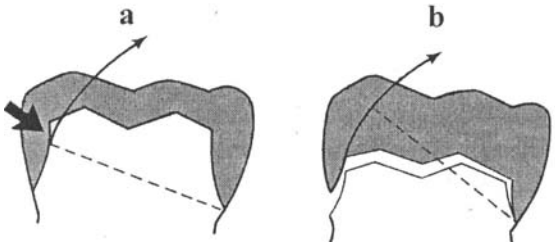


Fig. 11.20. Zona de stabilizare (ZS) a unui bont preparat pentru o coroanâ de înveliş este comprimată în momentul exercitârii unei forţe laterale (F)(50).

Un bont cu pereţi scurţi nu oferă o stabilitate suficientă (fig. 11.21.).Scurtarea unui bont determină reducerea disproporţionată a zonei sale de stabilizare (fig. 11.22.). Se va evita prepararea exagerată a dintelui, mai ales dacâ acesta posedă un diametru mare. 0 atenţie deosebită se impune la

prepararea suprafeţei ocluzale a bontului



Pig. 11.21. Variații ale stabilttătii în funcție de lungimea bontului. Pereții axiali mai lungi (a) împiedică basculareа restaurării pe bont mai bine decât cei scurți (b) (54).

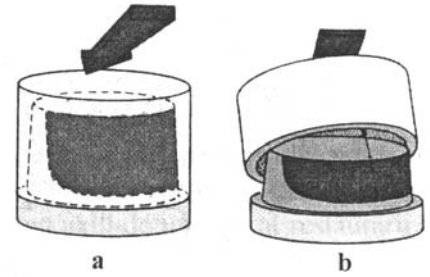


Fig. 11.22. Dacă lungimea bontului (b) este jumâtate din cea a bontului (a), suprafața sa de stabilizare se reduce la mai puțin de jumatate (53).

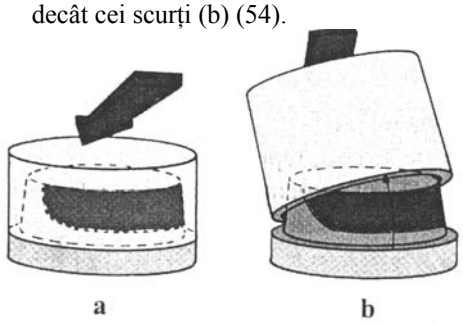


Fig. 11.23. 0 restaurare scurtă are o stabilitate mai bună decât una mai lungă pe un bont cu coroana clinică de lungime redusă, în conditiile aplicării unor tbrțe egale (53).

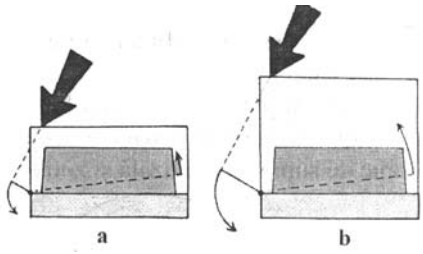


Fig. 11.24. Bra{ul de pârghie este mai mare în (a) decât în (b). Lungimea bratului de pârghie reprezinta distanța cea mai scurtă dintre linia de acțiune a l'orței şi cea mai apropiată margine protetica (53).

0 restaurare înaltă va fi dislocată mai uşor de pe un bont cu lungime redusă decât una mai scurtă. Stabilitatea restaurării scurte este suficientă pentru a preveni basculareа sub acțiunea unei anumite forțe (fig. 11.23. şi 11.24.).

Din acest motiv se va urmări obținerea unui bont cu o coroanâ clinică suficient de lungă pentru a evita confecționarea unor restaurări prea înalte. Se recurge la reconstituiri corono-radiculare şi/sau la alungirea chirurgicală a coroanei clinice.

Diametrul bontului

Diametrul dintelui influențează invers proporțional stabilitatea. Un bont scurt cu diametru mic oferâ o stabilitate mai bună restaurârii decât un bont cu diametru mai mare, de aceeaşi lungime. Intervine raza mică a arcului de rotație a restaurârii, care permite portiunii ocluzale a peretelui axial să se opună mişcării. La o razâ mai mare a arcului de rotație, caracteristică imui bont cu diametml mai mare, peretele axial nu va mai constitui un obstacol în calea dislocării restaurării (fig.11.25..).

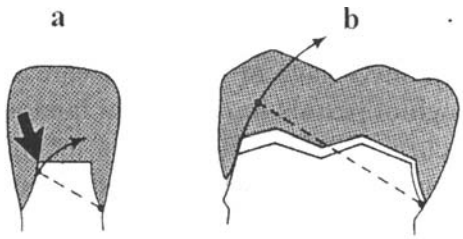


Fig. 11.25. Variații ale stabilitătii în tuncție de diametrul bontului. LIn bont cu diametrul inai mic (a) se opune mai bine mişcării de pivotare decât un bont mai îngust (b) (54).

Bontul va oferi stabilitate restaurării dacâ diametml său maxim este mai mare decât diagonala sa (fig. 11.26.). Alungirea chirurgicală a coroanei clinice are un efect favorabil asupra stabilității, deoarece prin deplasarea spre apical a zonei terminale a bontului, lungimea diagonalei creşte în raport cu diametrul maxim albontului (fig. 11.27.).

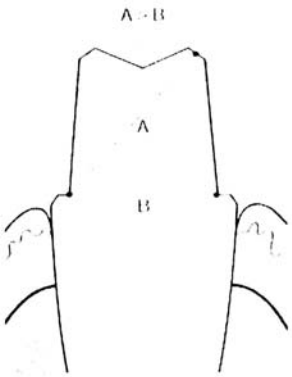


Fig 11.26. Forma de stabilitate a unui bont
A diagonala şi B diametrul maxim al bontului

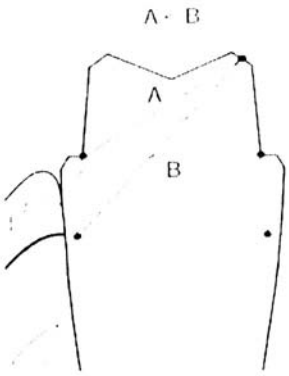


Fig. 11.27. Creşterea stabilității prin alungirea chirurgicală a coroanei clinice

Convergența ocluzală a pereților axiali

Cu cât convergența ocluzală a pereților axiali este mai redusă, cu att stabilitatea este mai mare. Zona de stabilizare a unui bont cilindric este foarte întinsă,reprezentând aproape jumătate din ănălțimea peretelui axial. Pe măsură ce unghiul de convergență creşte, linia tangentă se apropie de suprafața ocluzală ş zona de ctabilitate scade(fig. 11.28.)

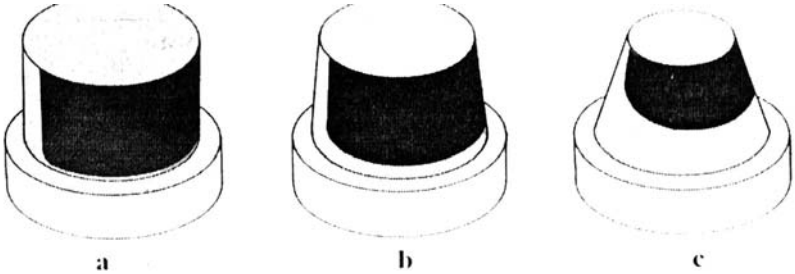


Fig.11.28. influența unghiului de convergență asupra zonei de psabilitate. La un bont cu înclinarea ocluzală minimă a pereților opozanți, zona de stabilitate acoperă aproape jumătate din suprafața axială (a şi b). Un bont cu un unghi de convergență exagerat va avea numai o zonă de stabilitate redusă, plasată în apropierea suprafetei ocluzale

Stabilitatea optimă se obține pe bonturi care au o lungime şiun diametru corespunzător. Atunci cnd aceşti factori sunt deficitari se va acoda atenție deosebvită unghiului de convergență a pereților axiali. La bonturi scurte se vor prepara pereții axiali cât mai papaleli. Atunci când bontul este înalt şi ingust se vamări unghiul de convergenşă, fără a periclita stabilitatea.

Libertatea în realizarea convergenței ocluzale a pereților ocluzali, fără a prejudicia stabilitatea, este direct proporțională cu raportul dintre lungimea şi diametrul bontului. Unghul de convergenşă al unui bont care are lungimea egală cu diametrul său poatre fi dublu față e unghiul permis dîn cazul unui bont a cărui lungime este jumătate din diametru. Clinicianul poate recurge la tabele în care sunt menționate convergențele ocluzale maxime permise, în fucție de lungimea ți diametrul bontului, pentru zona de stabilizare să reprezinte cel puțin 50% din înălțimea peretelui axial.

Formulele pe baza cărora se calculează ungiul de convergență permis sunt:

T=arc sin (2r/w)
R=(wsin T)/2
H=[w tan(90-T)]/2
T= unghiul de convergență (în grade)

r= înălţimea punctului tangent

w= diametrul bontului

h=lungime bontului

Dacă bonturile scurte posedă şi un diametru mare, adese ori nici paralelismul pereţilor nu poate rezolva problema stabilităţii. În această situaţie se vor prepara şanţuri şi casete adiţionale pe peretele mezial şi distal al bontului, care vor fi paralele cu axul de inserţie al restaurării (fig.11,29.). Practic reproducem situaţia unui bont cu diametru mai mic. Se reduce raza arcului de rotaţie, deoarece pereţii şanţului aflaţi învecinătatea suprafeţei ocluzale vor interfera cu mişcarea (fig.11.30.). Plasarea acestor elemente adiţionale pe faţa vestibulară şi orală nu îmbunătăţesc stabilitatea deoarece sunt pe direcţia dislocăriii. Pentru ca ţanturile şi casetele să fie eficiente ele trebuie să prezinte (fig.11.31. şi 11.32.):

- Direcţie paralelă cu axul de inserţie
- Ungiuri bine exprimate
- Pereţi perpendiculari pe direcţia forţelor care tind să producă dislocarea restaurării

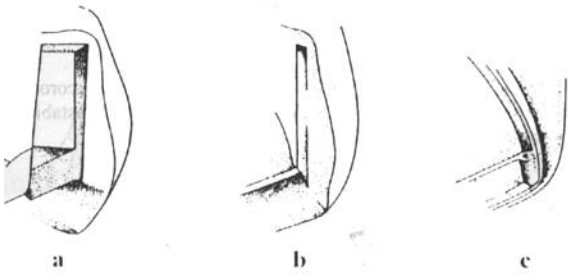


Fig. 11.29. Elemente adiţionale pentru îmbunătăţirea stabilităţii:
a. Casete,b. Şanţuri,c. puţuri

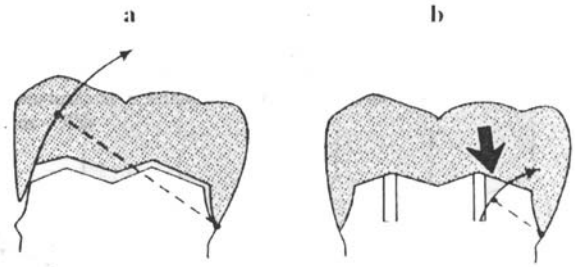


Fig. 11.30. Şanţuri meziale şi distale(b) pentru îmbunătăţirea stabilităţii restaurării

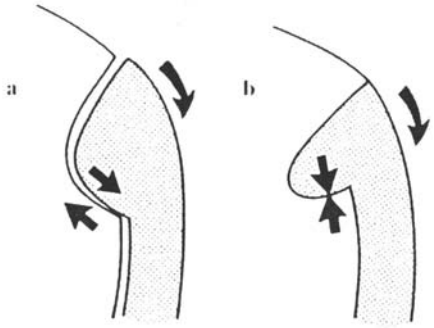


Fig.11.31. Pereţii şanţului care formează cu suprafaţa bontului unghi obtuz nu asigură o stabilitate eficientă (a). Pereţii şanţului trebuie să fie perpendiculari pe direcţia forţelor rotaţionale pentru a se opune dislocării

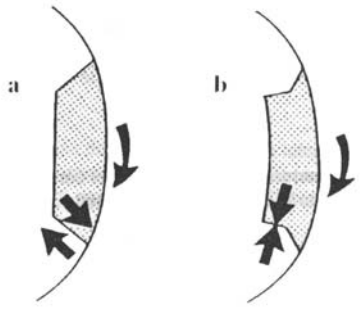


Fig. 11.32. Caseta nu va împiedica rotaţia restaurării pe bont dacă peretele său vestibular şi oral formează un unghi obtuz cu peretele pulpar (a). Unghiul dintre aceste suprafeţe trebuie să fi de aprox 90°

Şanţurile în **U** oferă o stabilitate dublă faţă de cele în **V** . Kent şi colab. au observat o diferenţă semnificativă între ungiul de covergenţă al bonturilor preparate pentru coroanele de ănveliş(18,4-22,2°) şi cel al şanţurilor şi casetelor proximale de pe aceleaşi bonturi(7,3°). Înclinarea elementelor adiţionale este identică cu cea a instrumentelor folosite pentru prepararea lor. Distanţa mai amre dintre pereţii axiali ai unui bont face ca prepararea lor cvasiparalelă să fie dificilă. Pereţii şanţurilor şi ai casetelor sunt mai apropiaţi,

ceea ce permite medicului să le prepare mai exact.

Şanţurile şi casetele previn şi rotaţia restaurării în jurul unui ax vertical. Şanţurile adiţionale trebuie preparate paralel cu viitoarea axă de inserţie. In acest scop se pot folosi cape confecţionate din acrilat pe un model de studiu (9). Iniţial se trasează şanţurile pe bontul din ghips, trecând prin capă. Ele pot fi orientate corect cu ajutorul paralelografului. Apoi se aplică capele în cavitatea bucală şi se folosesc ca reper pentru prepararea şanţurilor proximale.

Reamintim că o coroană parţialâ posedă o stabilitate mult mai redusă decât o coroană de înveliş, deoarece nu beneficiază de zona de stabilizare vestibulară (fig. 11.33.). Stabilitatea coroanei parţiale este asiguratâ de şanţul vertical mezial şi distal al bontului. Peretele oral al şanţurilor reprezintă zona de stabilizare şi va fi preparat perpendicular pe direcţia de acţiune a forţei de dislocare (fig. 11.34.).

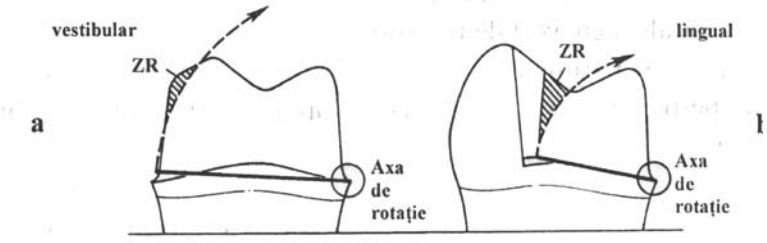


Fig. 11.33. Forma de stabilitate a coroanelor de înveliş şi a coroanelor partiale. a. Peretele vestibular al bontului preparat pentni o coroana de înveliş se opune rotaţiei înjurul unui ax lingual; b. în cazul unei coroane parţiale, şanturile meziale şi distale sunt cele care ot'erâ stabilitate (ZR- zona de rezistenţâ) (50).

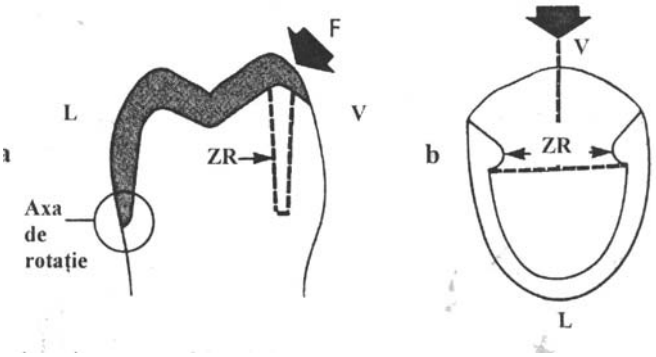


Fig. 11.34. a. Şanţurile proximale ale unei coroane parţiale trebuie sâ se opună rotaţiei în jurul unui punct localizat pe marginea gingivala orala a restaurării. b. Suprafeţele lingiiale ale şanturilor - zonele de rezistenţâ ZR - vor ti perpendiculare pe direcţia tbrtei (F)(50).

Tabelul 11.3.

Factorii care influenţează stabilitatea unei restaurări cimentate (50)

	Stabilitate mai mare----------->stabilitatemai micî
Forte de dislocare	Obiceiuri vicioase----------->interferenţe excentrice----------->Ghidaj anterior
Convergenţa ocluzalâ a pereţilor axiali ai bontului	Minimă----------->6°----------->exagerată
Diametrul bontului	Mic (premolsri)----------->mare (molari)
Înălţimea bontului	Înalt----------->mediu----------->scurt
Tipul de restaurare	Coroană de înveliş----------->coroană parţială----------->onlay
Tipul cimentului	Silicofosfat----------->FOZ----------->CIS----------->PCZ-------->ZOE

11.2.3. AXA DE INSERTIE

Axa de mserţie/dezinsertie reprezintă linia imaginară de-a lungul căreia se adaptează sau se îndepărtează restaurarea de pe bont. Ea se stabileşte de către medic înainte de a începe prepararea dintelui. Toate detaliile bontului se vor executa astfel încât să coincidă cu axa de inserţie sau să fie paralele cu această linie. Dificultatea stabilirii axei de inserţie creşte o dată cu numârul dinţilor stâlpi. Axele de inserţie ale tuturor bonturilor trebuie să fie paralele între ele. Analiza unui model de studiu la paralelograf este utilă în acest scop.

Se alege acea axă de inserţie care permite adaptarea perfectă a marginilor restaurării pe zona terminală a bontului m condiţiile îndepărtării unei cantităţi minime de substanţă dentară sănătoasâ. Axa de inserţie aleasă va proteja vitalitatea ţesutului pulpar şi integritatea dinţilor vecini.

Axa de inserţie se consideră în două planuri: vestibulo-oral şi mezio-distal.

în plan vestibulo-oral:

Axa de inserţie se va orienta după ***axul lung al dintelui*** **aliniat** corect pe arcadă (fig. 11.35. şi 11.36.). Excepţie fac dmţii frontali preparaţi pentru o coroană parţială, la care axa de inserţie va fi paralelă ***cujumâtatea incizalâ afeţei vestibulare*** (fig. 11.37.).

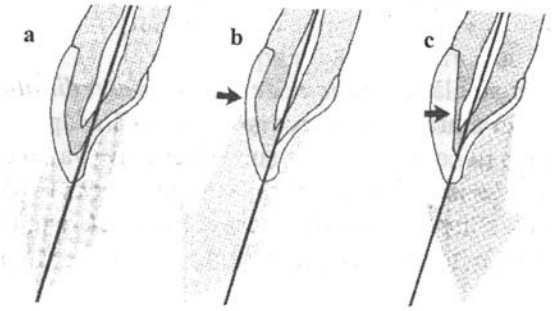


Fig. 11.35. Axa de inserţie a unui bont frontal preparat pentru o coroană de înveliş va fi paralelă cu axul lung al dintelui (a). Dacă axa este înclinată prea mult spre vestibular, pe suprafaţa vestibulară ia naştere un unghi proeminent, care favorizează fie supraconturarea suprafeţei vestibulare a restaurării (probleme parodontale), fie transparenţa opaqer-ului, dacă materialul de restaurare este modelat la o grosime normală (probleme estetice) (b). Dacă axa de insertie este orientatâ prea mult spre lingual, suprafaţa vestibulară o va intersecta pe cea orală, scurtând exagerat bontul şi afectând vitalitatea organului pulpar (c) (54).

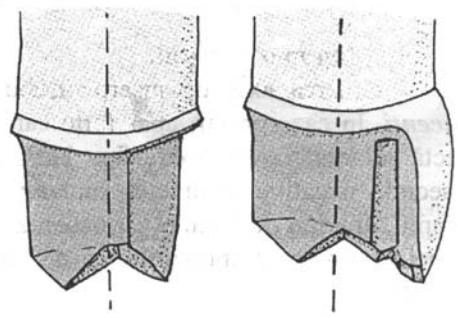


Fig. 11.36. Axa de inserţie a unui bont lateral preparat pentru o coroană de înveliş sau pentru o coroană parţială va fi paralelă cu axul lung al dintelui (53).

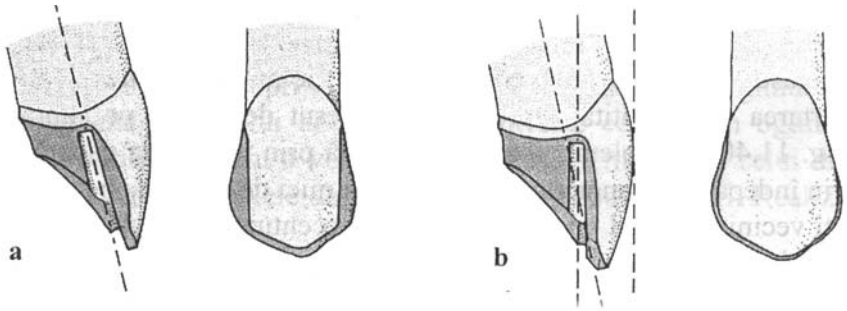


Fig. 11.37. Axa de inserţie a unui bont frontal preparat pentru o coroanâ parţialâ nu va fi paralelă cu axul lung al dintelui (a), cj cujumâtatea incizală a suprafeţei vestibulare (b) (53).

Paralelizarea axei de inserţie a unei coroane 3/4, agregatâ pe un dinte frontal, cu axul lung al dintelui ar determina vizibilitatea inutilâ şi inesteticâ a unei cantitâţi exagerate de metal pe faţa vestibulară. De asemenea, marginea incizală restantă ar fi subminatâ şi expusâ la fracturâ. în schimb dacă axa de inserţie a coroanei 3/4 va fi paralelâ cu jumâtatea incizalâ a feţei vestibulare a dintelui, metalul va fi mai puţin vizibil vestibular, iar şanţurile verticale proximale vor fi mai lungi, oferind o retenţie şi o stabilitate mai bună.

Dacă un dintele stâlp posterior este basculat, paralelizarea axei de insertie cu axul lung al dintelui ar conduce la blocarea adaptării restaurârii pe bont de câtre contumrile proximale ale dinţilor vecini care se intersectează cu axul de inserţie. în acest caz, axa de.inserţie corectă a restaurării va fi perpendiculară pe planul de ocluzie (fig. 11.38.).

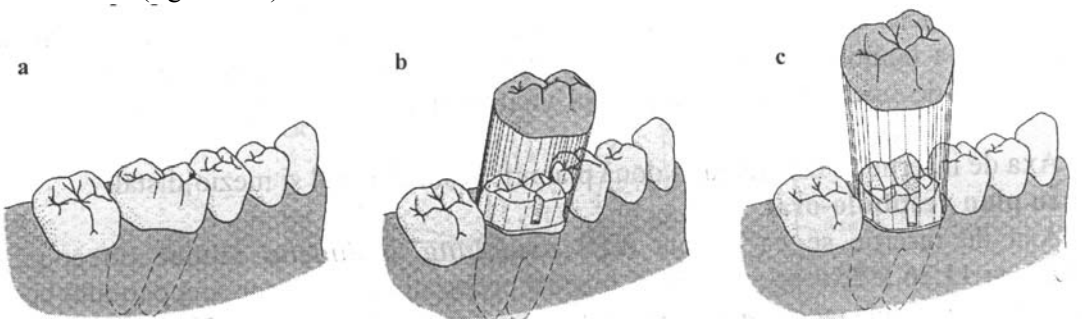


Fig. 11.38. Axa de insertie a unui bont basculat nu va fi paralelâ cu axul lung al dintelui (a), deoarece suprafaţa proximalâ a dintelui vecin nu permite adaptarea restaurârii pe bont (b). Axa de insertie corectâ va fi perpendicularâ pe planul de ocluzie (c) (53).

• **în** plan mezio-distal:

Inclinarea axei de inserţie trebuie sâ fie paralelă cu ***zonele de contact ale dintilov adiacenţi.*** In caz contrar, apar forţe care „ împing în afarâ" restaurarea şi împiedică adaptarea corectă a acesteia pe bont (fig. 11.39.). Tendinţa de a realiza retuşuri ulterioare va avea consecinţe negative la nivelul suprafeţelor proximale ale dinţilor care mărginesc bontul (de exemplu, apariţia de leziuni carioase). Zona de contact interdentar va fi inevitabil aplatizată, cu consecinţe asupra ambrazurilor şi a spaţiului interdentar, favorizând inflamaţia parodonţiului marginal.

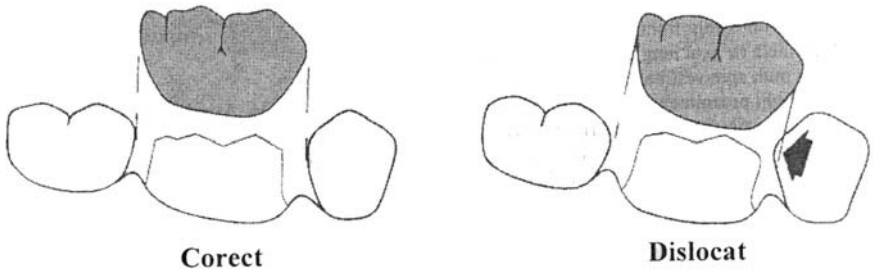


Fig. 11.39. Axa de inserţie în plan mezio-distal.

Un caz special îl reprezintă înclinarea dintelui vecin în spaţiul creat prin evoluţia pe bont a unei leziuni carioase proximale. Axa verticalâ de inserţie nu va permite adaptarea restaurârii pe bont fără îndepărtarea unei cantitaţi apreciabile de ţesut dentar de pe suprafaţa proximalâ a dintelui vecin (fig. 11.40.). Problema poate fi rezolvată prin înclinarea uşoară a axei de inserţie spre mezial şi prin îndepărtarea unor cantităţi mult mai mici de smalţ de pe suprafeţele proximale ale celor doi dinţi vecini. In cazul unor înclinări prea accentuate se poate recurge la un tratament ortodontic preprotetic.

Axa de inserţie unicâ este o condiţie esenţială pentru forma de retenţie şi stabilitate optimâ a bontului. **Cum se ajunge la această axă unică de inserţie?** în protezarea fixă se

urmâreşte anularea succesivă sau simultană -a tuturor posibilităților de dislocare ale unei restaurări în raport cu stâlpul (7). Se păstrează o singură posibilitate şi anume **translația în sens ocluzo-cervical,** care permite inserarea restaurării pe bont. Această unică posibilitate va fi anulată prin cimentare.

Reducerea posibilităților de dislocare la una singură (echivalentul axei de dezinsertie) se realizează prin:

• **evitarea unui design exclusiv circular,** care suprimă posibilitatea de rotație;

• **eliminarea translației în sens V-0** se obține prin prepararea unor pereți opozanți extemi (pereții axiali vestibulari şi orali ai unui bont preparat pentru o coroană de înveliş) sau intemi (pereții axiali vestibulari şi orali ai şanțurilor ocluzale şi ai casetelor proximale la un bont preparat pentru inlay sau onlay);

• **eliminarea translației în sens M-D** prin prezența unor planuri opozante (pereții meziali şi distali ai unui bont preparat pentru coroană de înveliş, pereții parapulpari ai casetelor proximale la bonturile preparate pentru inlay sau onlay) permite o singură posibilitate de dislocare ce poate fi suprimată prin cimentare. Orice retentivitate a pereților axiali ai bontului trebuie îndepârtată, deoarece împiedică adaptarea restaurării pe bont. Gradul de convergență ocluzalâ a pereților axiali ai bontului se evaluează cu un singur ochi de la o distanța de 30 cm. Toți pereții axiali care posedă o convergență de 6° spre ocluzal trebuie să fie vizibili simultan din această incidență, diametml maxim al bontului fiind la colet. Vederea binoculară nu permite aprecierea corectă a existenței unor eventuale retentivități. Chiar şi o divergență ocluzală de 8° a pereților axiali ai bontului poate trece neobservată.

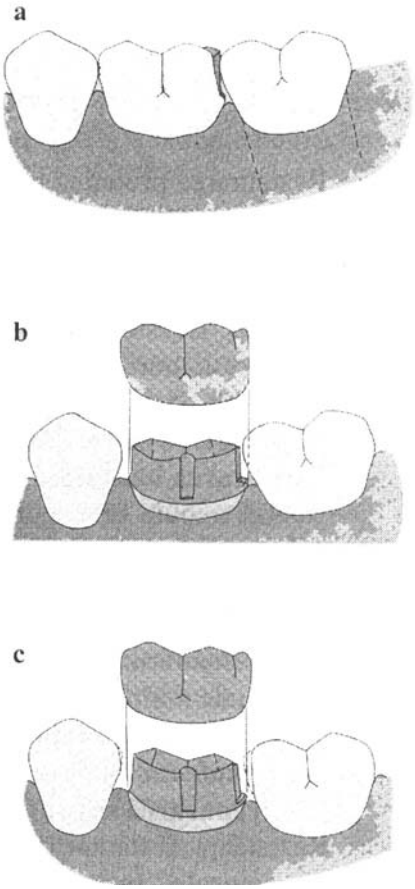


Fig. 11.40. în cazul unui dinte migrat orizontal în spațiul creat de o leziune carioasâ proximalâ a bontLilui (a), alegerea unei axe de insertie verticală ar impune şlefuirea exagerată a suprateței proximale a dintelui vecin migrat (b). Pentru conservarea țesuturilor dure dentare se recomandâ înclinarea mezială a axei de insertie şi reconturarea uşoarâ a ambilor dinți vecini (c) (53).

In situația când examinarea vizuală directă a bontului este dificilă, se recomandă folosirea oglinzii dentare. 0 înclinare corectă a pereților axiali ai bontului există atunci când întreaga zonă terminală a bontului este vizibilă, fiind dispusă imediat m afara circumferinței suprafeței ocluzale. Intreaga zonă terminalâ a bontului trebuie să fie vizibilă cu un singur ochi dintr-o poziție fixă, fârâ interferența unui perete axial al bontului sau a unui dinte vecin. Pentru a verifica paralelismul axelor de inserție a mai multor elemente de agregare se centrează în oglindă imaginea unui bont. Apoi se ia un sprijin ferm al degetelor şi se mişcă oglinda fară a-i modifica angulația, până când imaginea celui de-al doilea bont este centrată m oglindă. Dacă trebuie modificată angulația oglinzii pentru a vedea întreaga zonâ terminală a celui de-al doilea bont, există o lipsă de paralelism între axele de inserție ale celor două bonturi. Realizarea unui model de studiu este benefică.

11.3. REZISTENTA STRUCTURALA

Restaurarea protetică trebuie să fie rezistentâ la orice deformare şi/sau uzurâ ce poate sâ apară sub acţiunea solicitărilor funcţionale şi/sau parafuncţionale. Ea trebuie să fie suficient de rigidă pentru a nu se flecta.

Rigiditatea restaurării este condiţionată de grosimea şi tipul materialului din care se confecţionează. Acestea determinâ concomitent şi rezistenţa la uzură. Prin urmare rezistenţa stmcturalâ a restaurării poate fi asigurată printr-o preparare corectă a dintelui, prin adâugarea unor structuri de întărire, prin alegerea judicoasă a designului zonei terminale a bontului şi a materialului din care se confecţionează restaurarea.

Prepararea bontului

Bontul trebuie să asigure spaţiul necesar pentru confecţionarea unei restaurâri cu pereţii suficient de groşi care să reziste m timp la forţele ocluzale. Grosimea materialului trebuie sâ fie suficient de mare pentru a oferi restaurării rigiditate şi rezistenţă la uzură. Grosimea se va limita la spaţiul creat prin preparare şi nu se va recurge la supraconturarea suprafeţelor axiale şi/sau ocluzale ale restaurării. Numai m acest fel proteza va reface rapoartele ocluzale funcţionale, iar contumrile axiale normale vor preveni apariţia problemelor parodontale.

Profilaxia afecţiunilor parodontale şi a dizarmoniilor ocluzale constituie coordonatele majore care ghideazâ toate fazele clinice şi de laborator în protezarea fixă.

• Prepararea suprafeţei ocluzale

Rezistenţa restaurării depinde în mare măsură de grosimea materialului la nivelul suprafeţei ocluzale. în acest scop, în timpul preparării bontului se va asigura un spaţiu interocluzal suficient de mare. în caz contrar restaurarea va fi prea subţire, aplatizată, fară reliefuri cuspidiene. Cu timpul ea se va perfora (fig. 11.41.). Ca să se evite un sacrificiu inutil de substanţă dură dentară se preconizeazâ o şlefuire diferenţiată a suprafeţei ocluzale. Pentru aliajele din aur şi crom-cobalt trebuie să se asigure un spaţiu liber de: 1,5 mm la nivelul cuspizilor de sprijin (vestibulari mandibulari şi palatinali maxilari) şi Imm la nivelul cuspizilor de ghidaj, care sunt solicitaţi mai puţin. Coroana metalo-ceramică - la care placajul acoperă şi suprafaţa ocluzală - necesită un spaţiu adiţional de 0,5 mm. Coroanele integral ceramice reclamă, m schimb, un spaţiu interocluzal de 2 mm.

Prepararea suprafeţei ocluzale a bontului se va face uniform, urmărind pantele cuspidiene şi şanţurile corespunzătoare (fig. 11.42.). în fmal **forma suprafeţei ocluzale a bontului va reproduce, stilizat, forma suprafeţei ocluzale a dintelui.** Această metodă permite obţinerea unui spaţiu suficient faţă de antagonişti, m condiţiile conservârii stmcturilor dure dentare. Ea

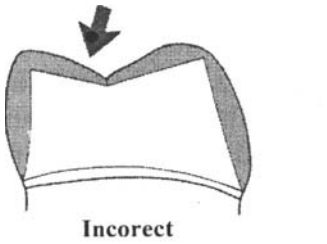


Fig. 11.41. Prepararea ocluzalâ insuficientă nu asigură spaţiul necesar pentru o restaurare de grosime adecvată (54)

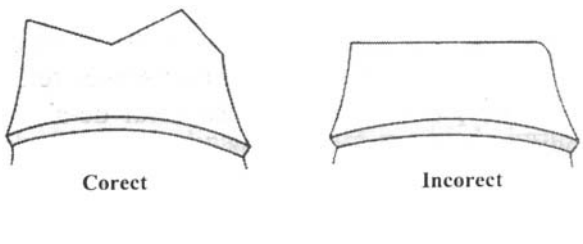


Fig. 11.42. Prepararea corectă a suprafeţei ocluzale trebuie să reproducă pantele cuspidiene. Se va evita aplatizarea acestei suprafeţe a bontului (54)

previne scurtarea exagerată a bontului. Implicit nu vor fi prejudiciate vitalitatea organului pulpar, retenția şi stabilitatea restaurării. în plus, o suprafață ocluzalâ preparată anatomic conferă rigiditate restaurării prin „ efectul ondulat " al planurilor cuspidiene.

Prepararea corectă a suprafeței ocluzale se realizează folosind şanțuri de orientare şi/sau instmmente diamantate calibrate. în situațiile mai dificile se poate apela la o cheie confecționată din silicon chitos.

în cazul dinților migrați vertical şi/sau orizontal se recomandâ prepararea individualizată a suprafeței ocluzale. La preparare se va ține cont şi de morfologia dintelui în cauză şi de cea a antagoniştilor.

Medicul trebuie să posede imaginea foarte clară a viitorului bont încă de la începutul preparării. Adesea este utilă confecționarea unui model de studiu montat m articulator pe care să se realizeze prepararea bontului şi modelarea machetei din cearâ a viitoarei restaurări. Astfel se poate determina exact cantitatea de substanță dentară care va fi îndepărtată la prepararea bontului m cavitatea bucalâ.

De exemplu, de pe suprafața ocluzalâ a unui dinte extruzat se vor îndepărta mai mult de 1,5 mm, pentru a obtine o restaurare care se încadrează în planul de ocluzie.

Prepararea ocluzală uniformă a unui dinte basculat sau malpoziționat, a cămi suprafață ocluzală nu este paralelă cu tabla ocluzală, ar da naştere unui spațiu prea mare față de dinții antagonişti, cu scurtarea exagerată a peretelui axial mezial al bontului. în acest caz de la nivelul cuspizilor meziali se poate îndepărta o cantitate mai redusă de substanță dură dentară (fig. 11.43.). Nu este necesarâ reducerea ocluzală cu Imm pentru a obține un spațiu interocluzal de 1mm.

Se **va evita** aplatizarea suprafeței ocluzale a bontului (fig. 11.42.). Aceasta ar permite obținerea unui spațiu suficient față de dinții antagonişti numai printr-o scurtare exagerată a pereților axiali ai bontului. Pe lângă prejudicierea retenției şi a stabilității, se produce apropierea exagerată de coamele pulpare. Pentru a evita aceste complicații, medicul va prepara adeseori insuficient o suprafață ocluzală plată, pentm a conserva țesuturile dure dentare. Materialul va avea o grosime prea mică la nivelul şanțurilor şi fosetelor, existând riscul de perforare a restaurării la finisarea în laborator sau în timp, sub acțiunea forțelor ocluzale.

Se va evita şi crearea unor pante cuspidiene prea abrupte, nenaturale, care formează muchii ascuțite (fig. 11.44.). Acestea determină concentrarea de stress şi împiedică adaptarea perfectă a restaurării pe bont. Se recomandâ prepararea unor pante cuspidiene line, cu muchiile rotunjite. Se va evita adâncirea exagerată a fosetei centrale.

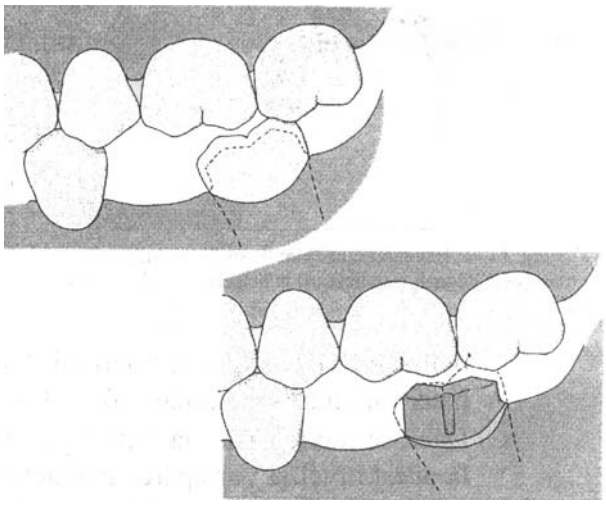


Fig. 11.43. In cazul unui dinte basculat spre mezial se va prepara individualizat mai mult din cuspizii distali decât din cei meziali

• Bizotarea cuspizilor de sprijin.

In zona cuspizilor de sprijin, unde solicitările funcționale sunt mai intense, grosimea materialului trebuie să fie mai mare. Această cerință se realizeazâ prin crearea unui plan înclinat (bizou) larg pe versantele orale ale cuspizilor palatinali şi pe versantele vestibulare ale cuspizilor vestibulari mandibulari (fig. 11.45.).Bizoul cuspizilor de sprijin va avea o direcție paralelă cu panta cuspidului antagonist Se asigură astfel rezistența restaurării în această zonă critică.

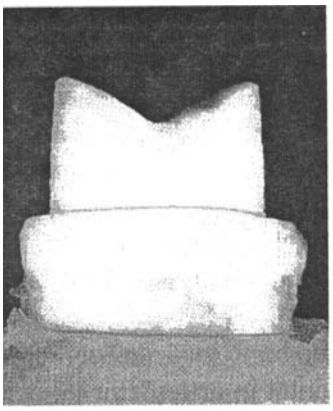
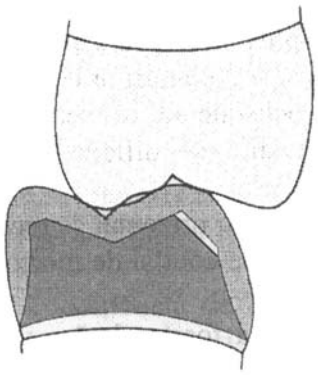
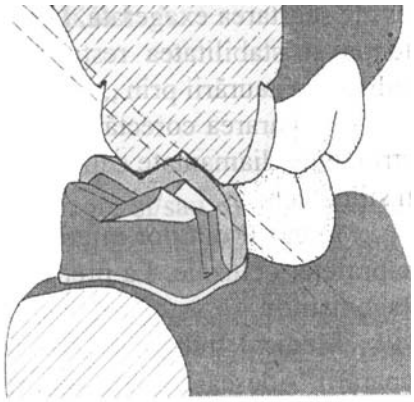


Fig. 11.44. Muchiile ocluzo-axiale ale bontului sunt prea ascuțite (28)





Pig. 11.45. Bizotarea cuspidului de sprjin t'ace parte integrantâ din prepararea suprafeței ocluzale (54).

Simultan se elimină şi muchia ascuțită dintre suprafața ocluzală şi cea axialâ, care reprezintă o zonă de concentrare mare de stress. ;

în cazul ocluziei încmcişate, valoarea funcțională a cuspizilor este inversată. Bizoul se va prepara pe cuspizii vestibulari maxilari şi pe cei linguali mandibulari (fig. 11.46.). Prin urmare analiza rapoartelor ocluzale este foarte importantă înainte de a începe prepararea bontului.

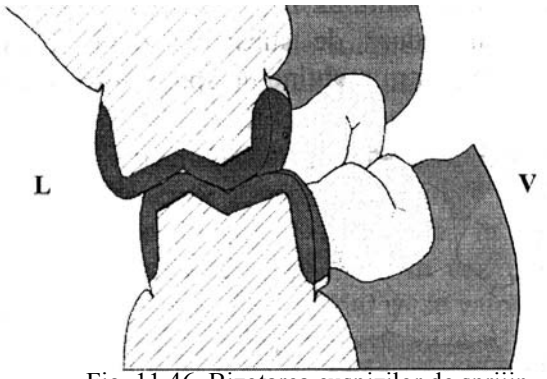


Fig. 11.46. Bizotarea cuspizilor de sprijin (vestibulari maxilari şi linguali mandibulari) în ocluzia încrucişată (53).

Bizotarea cuspizilor de sprijin permite obținerea unui spațiu adecvat față de dinții antagonişti, fârâ un sacrificiu inutil de substanțâ dentarâ.

Dacă în cursul preparării bontului se omite prepararea unui bizou larg la nivelul cuspizilor de sprijin pot sâ apară urmâtoarele probleme:

• Modelarea unei machete cu un contur . normal va avea drept rezultat tumarea unei restaurări cu pereți subțiri în. dreptul muchiei fbrmate de pereții ocluzali cu cei axiali ai bontului. Proteza va fi lipsită de rezistență m această zonâ de mari solicitări funcționale (fig. 11.47.a).

• Dacă se modelează macheta la o grosime suficientă, restaurarea va fi supraconturată la acest nivel şi vor apârea contacte premature şi interferențe ocluzale. Medicii lipsiți de experiențâ realizează echilibrarea ocluzală m mod incorect, şlefuind din dintele antagonist (fig. 11.47.b).

• Grosimea adecvată şi conturul normal al restaurării fară bizou la nivelul bontului se pot obține numai prin şlefuire exagerată a peretelui axial. Pe lângă sacrificiu inutil de substanță dură dentară, procedeul anihilează rolul de retenție al suprafeței axiale (fig. U.47.C).

• Prepararea suprafețelor axiale

La nivelul suprafețelor axiale se pune aceeaşi problemă a asigurării unei grosimi adecvate a pereților restaurării. Spre deosebire de suprafața ocluzală, pereții axiali prea subțiri riscă să sufere, de obicei, distorsionări şi nu perforări (fig. 11.48.).

Dacă prepararea suprafeței axiale este insuficientă, o restaurare cu contumri nomiale ya fi;

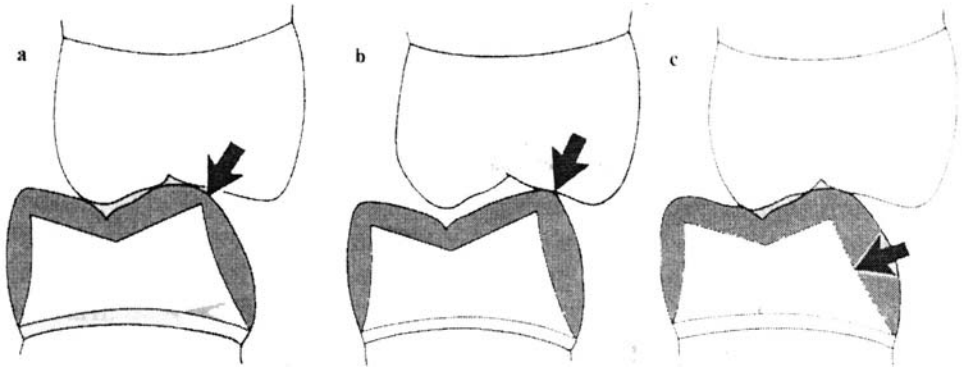


Fig. 11.47. în absența bizoului de la nivelul cuspidului de sprijin apar: a. Grosimea inadecvată a metalului în zonâ de solicitâri maxime;b. Supraconturarea suprafeței ocluzale, cu apariția consecutivă de contacte premature şi/ sau interterențe ocluzale;
c. înclinarea exagerată a peretelui axial vestibular,cu prejudicierea retenției (54).

prea subțire şi deformabilă De cele mai multe ori grosimea va fi asigurată m laborator, dar cu prețul unei supraconturări a pereților axiali ai restaurării. Se asigură astfel rezistența structurală pe seama sânătății parodontale, deoarece supraconturarea axială conduce la inflamație gingivală prin favorizarea acumulării de placă bacteriană.

Structuri de întărire

Toate elementele adiționale, de tipul şanțurilor şi casetelpr, care mâresc. ngiditatea restaurării îmbunătățesc şi rezistența sa stmcturală (fig. 11.49.),

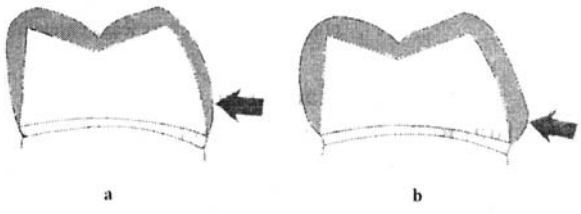


Fig. 11.48. Prepararea insuficientâ a suprafețelor axiale a bonturilor conduce la restaurari prea şubțiri şi detbrmabile (a) san la supraconturări axiale nocive pentru parodonțiul marginal - b (54).

11.4. INTEGRITATEA MARGINALĂ

0 protezâ fixă poate să se mențină în mediul bucal doar dacă marginile sale se adaptează infim la linia terminalâ a conturului preparației. Configurația zonei terminale condiționează atât forma şi grosimea marginilor restaurârii, cât şi adaptarea transversală a acestora. .

în general, la ora actuală restaurările pot fî confecționate cu suficientă precizie şi se poate asigura o adaptare intimâ pe bont. Cu toate acestea chiar în condițiile unei adaptări corecte pot să apară unele incongruențe între marginile protezei şi bont. Acestea trebuie să fie minime.

0 dehiscență marginală de 50 um poate fî considerată acceptabilă din punct de vedere clinic. Deficiențe mai mari ale închiderii marginale se complică cu fracturarea şi dizolvarea cimentului, cu retenția consecutivâ de placă bacteriană. închiderea marginală deficitarâ reprezintă cauza a 10% dintre eşecurile protezării fixe după o perioadă medie de 7,4 ani. închiderea marginală a restaurării se apreciază înainte de cimentare prin examen radiografic şi/sau prin prin examinarea clinică cu o sondă cu vârful ascuțit. Aceasta din urmă este o metodă

eficientă, deoarece permite depistarea chiar a unor dehiscențe marginale de 36 μm (6).

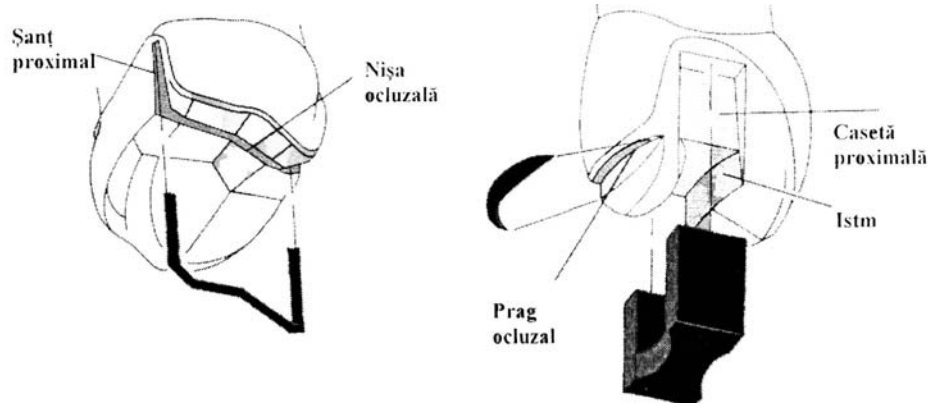


Fig. 11.49. Elemente adiționale pentru un onlay MOD: nişâ ocluzală, care leagâ şanțurile proximale; prag ocluzal; istm, care leagâ casetele proximale; şanț proximal, casetă proximalâ (54)

Pentru ca adaptarea să fie cât mai corectă, limitele cervicale ale preparării trebuie să fie foarte precise, reproductibile şi vizibile clar pe modelul de lucru. Forma ideală a zonei terminale a bontului trebuie să satisfacă urmâtoarele criterii (42):

1. Sâ fie uşor de preparat.
2. Să poată fi observată uşor m amprentâ şi pe model.
3. Să ofere o limită precisă pe care sâ se adapteze marginea fmisată a machetei.
4. Să permită adaptarea marginală precisă a restaurării.
5. Să asigure o grosime suficientă materialului din care se confecționează restaurarea. Astfel macheta poate fi manevrată fără a exista riscul de deformare. In aceste condiții restaurarea va avea o rezistență structuralâ mai mare la solicitările ocluzale şi un aspect estetic mai plăcut.
6. Să conserve pe cât posibil structurile dure dentare, dar nu în detrimentul celorlalte criterii.
7. în zona terminală a bontului principiile biomecanice se confmntâ cu cele biologice legate de sănătatea parodonțiului marginal. Dm acest motiv joncțiunea gingivo-protetică trebuie localizată într-o zonă controlabilă de medic şi pacient, preferabil supragingival.
8. Să necesite întâlnirea unui număr cât mai mic de materiale de restaurare la nivelul muchiei marginale a bontului, pentru a asigura o sănătate parodontală optimă. **Există patru forme de preparare a zonei terminale:**

- **cu prag**
- **prag cu bizou**
- **chanfrein**
- **fâră prag.**

Fiecare din aceste forme prezintă avantaje şi dezavantaje. Nu există o formâ ideală de preparație, deoarece la fiecare dintre ele apare o contradicție între aspectele **biologice** (menajarea pulpei şi a parodonțiului marginal), **estetice** (mascarea coleretelor metalice m şanțul gingival), **biomecanice** (economia de țesuturi dentare, retenție, stabilitate) şi cele **tehnice** (grosime, spațiu pentru modelarea unor contumri normale, modificări dimensionale ale tumării etc).

Alegerea formei adecvate se face, m limitele unor indicații generale, pe baza raționamentului clinic. Experiența şi îndemânarea medicului, precum şi dotarea laboratorului de tehnicâ dentară mtervin şi ele m decizie.

0 altâ problemă interesantă este necesitatea de a realiza sau nu bizoul marginal.

A bizota, sau ...

Coroanele metalice tumate chiar adaptate intim pe bont prezintă totuşi o mică discrepanţă între marginea restaurării şi bont. **Bizoul a fost propus ca mijloc de a reduce discrepanţa marginală (51).**

Discrepanţa în adaptarea celor două suprafeţe poate fi notată cu D la nivel ocluzal şi cu d în zona cervicală (fig. 11.50.). d este cea mai mică distanţă dintre marginea restaurării şi zona termmală a bontului şi depinde de D şi sinusul unghiului m sau cosinusul unghiului p. [d= **D sin m / d= D** cos **p]** unde m este unghiul marginii restaurării, iar p este unghiul muchiei marginale a preparării.

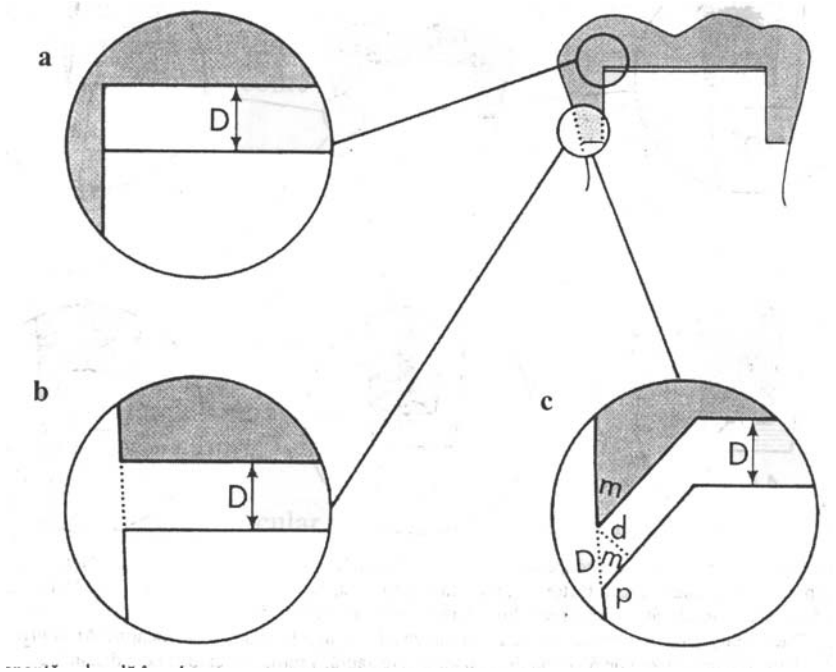


Fig. 11.50. Orice discrepanţă ocluzalâ în adaptarea restaurârii pe bont (D din a) se reflectă ca o discrepanţă cervicalâ de aceeaşi dimensiune în cazul unui prag perpendicular pe axa de inserţie (b). Pe măsură ce unghiul marginii se apropie de 0° (C) distanţa dintre marginea proteticâ şi dinte d se apropie de 0, *dacâ se porneşte de lapremisa câ defectul de inchidere marginalâ poate fi închis complet* (51).

Conform relaţiei, de mai sus, cu cât unghiul m este mai mic şi sin m va fi mai mic, iar distanţa d descreşte. Dacă unghiul p creşte, cos p scade şi d se va reduce cu aceeaşi valoare.

Prin urmare adaptarea cervicală a restaurării va fi cu atât mai bună cu cât unghiul marginii sale va fi mai mic sau cu cât unghiul muchiei marginale a bontului va fi mai obtuz. Se compensează astfel unele mici imprecizii de coaptare, deoarece limita de preparare este aproximativ paralelă cu axa de inserţie. Unghiul bizoului nu poate fi înclinat până la limitele teoreticului (= 0°, deci preparare fară prag). ***Din cele expuse rezultă că preparaţia cu prag de 90°pare afi cea mai deficitarâ formâ dejoncţiune cervicalâ a coroanelor turnate.***

Acest raţionament pomeşte însă de la premiza că spaţiul dintre marginea restaurării şi suprafaţa bontului poate fi redusă la zero. Acest lucru este adevărat atât timp cât între restaurare şi dinte nu se interpune ciment.

... a nu bizota.

Ostlund (40) a demonstrat însă că prezenţa cimentului schimbă complet scenariul. Grosimea peliculei de ciment va împiedica adaptarea perfectă a restaurării metalice turnate care are un bizou aproape paralel cu axa de inserţie. Fenomenul este asemănător cu adaptarea mai dificilă a restaurării pe un bont cu un unghi de convergenţâ minim al pereţilor axiali (18, 22).

Grosimea peliculei de ciment stabileşte limita până la care se poate reduce distanţa perpendiculară care separâ marginea restaurârii de zona terminalâ a bontului d. Prin urmare d devine o constantâ, iar ecuaţia precedentâ este rezolvatâ pentru D : D=d/sin m sauD=d/cos p. Pe măsurâ ce unghiul marginii restaurării (m) este mai ascuţit, iar unghiul xnuchiei marginale a bontului (p) mai obtuz, „ D " va fi mai mare. În concluzie, cu cât unghiul margini restaurării metalice turnate este mai aproape de zero (paralelismul cu axa de inserţie), cu atât adaptarea protezei pe bont vafi mai deficitard *(flg. 1.1.5 L),.*

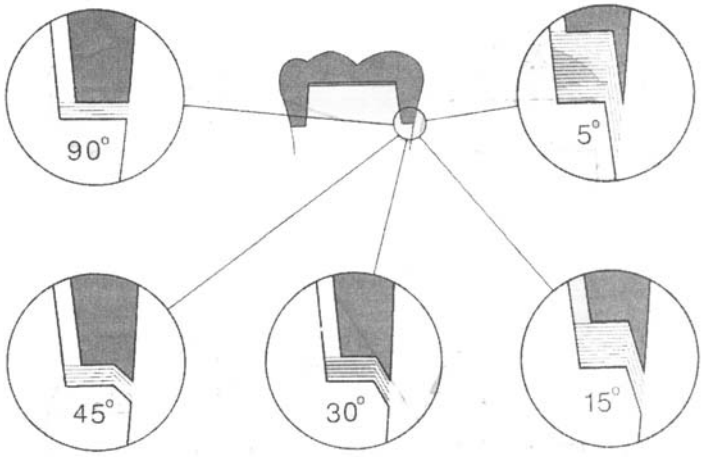


Fig. 11.51. Grosimea peliculei de ciment împiedicâ adaptarea completâ a restaurârii pe bont. Dacâ la nivelul pragului se preparâ un bizou de 45°, adaptarea restaurării pe bont va fi prejudiciatâ cu factorul 1,4. Dacâ unghiul marginii protetice este redus la 30°, restaurarea are un deficit de adaptare pe bont de două ori mai mare decât în cazul pragului. Margini cu un unghi de 15° şi 5° împiedică adaptarea restaurârii pe bont cu un factor 3,9, respectiv 11,5. Dacâ dehiscenţa marginalâ este de 25 *[im* în cazul pragului (egala cu specificaţiile ADA privind grosimea adecvata a peliculei de ciment), adâugarea unui bizou de 5° împiedicâ adaptarea restaurării turnate metalice pe o distanţă de aproape 0,3mm (54).

Pascoe (44) a demonstrat câ o restaurare metalică tumatâ, dacă este puţin mai largâ şi se inseră pe un bont preparat cu prag are dehiscenţa marginală cea mai redusă (fig. 11.52.).

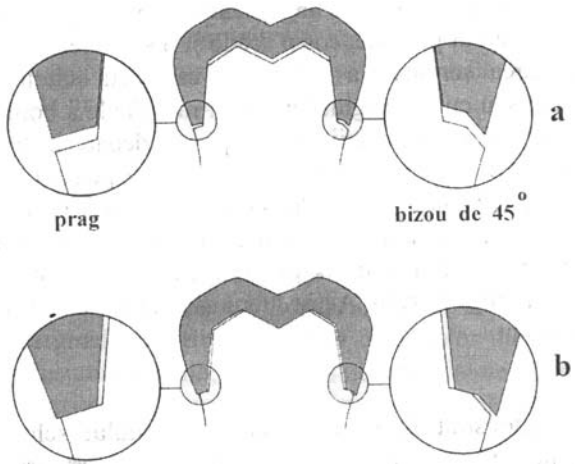


Fig. 11.52. Efectul pe care bizotarea muchiei marginale îl are asupra adaptării marginale a restaurării. a. Dacâ suprafaţa internă a restaurârii este egalâcu suprafaţa externâ a bontului sau mai micâ, bizoul de45° *vareduce* dehiscenţa marginală cu 70%.b. Dacă restaurarea este mai largă pe bont, bizotarea va *amplifica* dehiscenţa marginală. Âceastâ situaţie se întâlneşte în practicâ, unde restaurările sunt confecţionate ceva mai largi pentru a crea spaţiu pentru ciment (44).

Rezultatele clinice dictează ca marginile în unghi ascuțit să fie folosite în continuare pentru restaurârile metalice, dar la un unghi cuprins între 3(M5°. Pe model, muchia ascuțită a marginii machetei de ceară se adaptează mai bine pe bizou decât marginea mai groasă pe prag. De asemenea, marginea metalicâ poate fi brunisată ulterior pentru a îmbunâtăți închiderea marginală. ***Se vor evita bizourile largi, aproape paralele cu axa de insertle. Ele vor conduce la marginiprea subțiri, deformabile sau la supraconturarea axialâ a restaurârii.***

- Preparare cu prag

Pragul gingival clasic este o suprafață terminală orizontalâ care formează un unghi de 90° cu axul lung al dintelui (fig. 11.53). Joncțiunea dintre marginea restaurării şi prag este de tipul „cap la cap". Se prepară cu un instrument diamantat cilindric sau cilindro-conic cu vârful plat.

Avantaje:

- Limita de preparare este precisâ, cu vizibilitate bună.
- Oferă tehnicianului sufîcient spațiu pentm o prelucrare corectă şi estetică a materialului din care se confecționează restaurarea.
- Pericolul de a supracontura suprafețele cervicale ale restaurârii este minim.

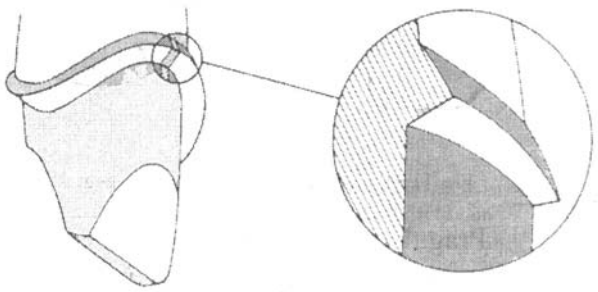


Fig. 11.53. Preparare cu prag gingival pentru o coroanâjacket de porțelan, tradiționala.

Dezavantaje:

- Prepararea pragului circular impune un sacrificiu mare de țesuturi dure. şi este traumatizantă pentm pulpa dentarâ. .
- Cea mai mică imprecizie în adaptarea restaurării pe bont determină apariția unui spațiu m zona de joncțiune cervicală.
- Distanțarea marginii restaurării de prag datoritâ dificultăților de refluare a cimentului **de fixare.**
- Unghiul intem bine exprimat, de 90°, concentrează stressul m țesuturile dentare. Indicarea pragului este condiționată de materialul din care se confecționează restaurarea. Dacă marginile sale oferă rezistențâ doar la o grosime apreciabilă, se indică prepararea cu prag. Un astfel de material este ceramica, care necesită o grosime de 0,75-1 mm.

Prepararea bontului cu prag *se indicâ* m trei situații:

- Restaurările integral ceramice. Lâțimea mare a pragului oferă rezisteilță la acțhmea forțelor ocluzale şi reduce stressul care ar putea duce la fracturarea materialului.

- CMMC, pe fața vestibulară şi pe jumătatea vestibulară a fețelor proximale (dacă marginea vestibulară a restaurării este confecționatâ din ceramică);

- Evoluția unei carii în zona cervicală, exereza țesuturilor afectate impunând conformarea unui prag.

In concluzie, prepararea cu prag gingival trebuie să se limiteze la restaurările **care** realizează închidere marginală cu ceramica.

0 variantă a pragului gingival este *pragul înclinat* (fig. 11.54.). Unghiul format de peretele gingival cu peretele axial este un unghi obtuz (120°). Marginea restaurării va întâlni astfel muchia marginală în unghi ascuțit. Este o formulă preconizată pentru **CMMC** la incisivii maxilari. Prezintâ avantaj estetic, colereta metalică putând fi mascată în şanțul gingival. Un alt avantaj important pentm acest tip de prag este diminuarea concentrării de stress la nivelul restaurării şi a riscului de apariție a smalțului nesusținut la muchia marginală a bontului.

0 altă variantă este ***pragul cu unghi intern rotunjit*** (fig. 11.55.), unghi care micşorează puţin lăţimea pragului. Unghiul muchiei marginale a bontului este de 90°. Concentrarea de stress în stmctura dentară este mai redusă decât în cazul pragului clasic. Pragul cu unghi intern rotunjit oferă un sprijin eficient pentm ceramică, dar nu se face o economie semnificativă de ţesuturi dentare, comparativ cu pragul clasic. El se indică în cazul SIC.

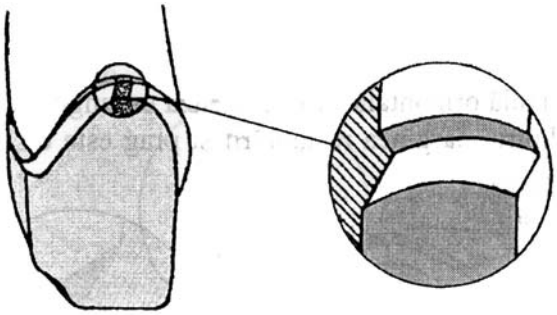


Fig. 11.54. Preparare cu prag gingival înclinat.

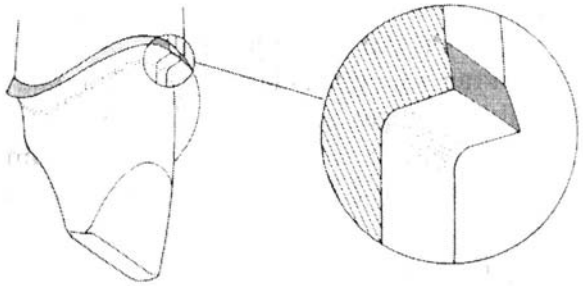


Fig./H.55. Bont preparat CLI un prag şi unghi intern rotunjit pentru restaurare integral ceramică

Pragul gingival nu se indică la coroanele de înveliş metalice turnate, deoarece posibilitatea apariţiei unui hiatus între marginea restaurării şi pragul gingival al bontului este foarte mare. Nici o tumare metalică nu poate asigura o adaptare microscopică a suprafeţelor marginale. In plus, între suprafaţa extemă a bontului şi suprafaţa internă a restaurării poate să apară, dintr-un motiv sau altul, un contact prematur.

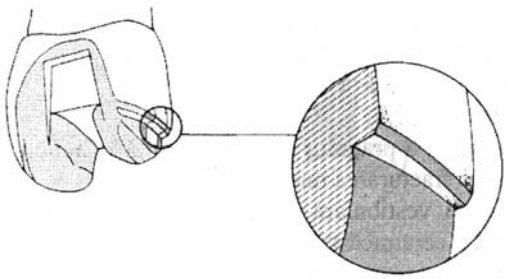


Fig. 11.56. Prag ocluzal cu bizou în cazul unui bont preparat pentru onlay MOD.

- Pragul cu bizou

Pragul cu bizou s-a preconizat pentru a compensa contracţia metalului m cursul tumării. Prezintă toate avantajele pragului şi adaptarea „în manşon" la nivelul bizoului. Marginea subţire a metalului poate fi bmnisată, ceea ce îmbunătăţeşte închiderea marginală a restaurării.

Bizoul va asigura un unghi al marginii restaurârii de 30-45° (fig. 11.56.). Se vor evita bizourile largi, aproape paralele cu axa de inserţie. Bizotarea pragului se face cu o freză din carbură de tungsten sau cu un instmment de mână ascuţit. .

Avantaje:

- Limita preparării este bine definită.
- La nivelul pragului tehnicianul are suficient spaţiu pentru modelarea machetei.
- Mici deficienţe ale închiderii marginale nu apar ca hiatusuri deoarece limita de preparare este m unghi ascuţit.
- Bizotarea elimină smalţut nesusţinut de la muchia marginală a bontului.

Dezavantaje:

- Este greu de realizat.
- Există un pericol crescut de lezare a parodonţiului marginal în cursul preparării.
- Impune plasarea marginii restaurării m şanţul gingival, pentru a masca colereta metalică (fig.
- Terminaţia bizoului m „muchie de cuţit" crează dificultăţi în modelarea marginilor restaurării.

Pragul cu bizou este ***indicat*** m zona vestibulară şi partial proximală a **CMMC** şi **CMMP,**

pentru mascarea coleretei metalice în şanţul gingival. Unii autori consideră că pragul înclinat este o variantă mai bună pentru acest tip de restaurare, din motive biologice şi estetice (50). In acest caz colereta metalică nu va pătmnde exagerat în şanţul gingival (fig. 11.57.).

Marginile vestibulare ale coroanelor parţiale maxilare se vor bizota pentru a proteja stmcturile dentare restante şi pentru a permite bmnisarea (fig. 11.58.).

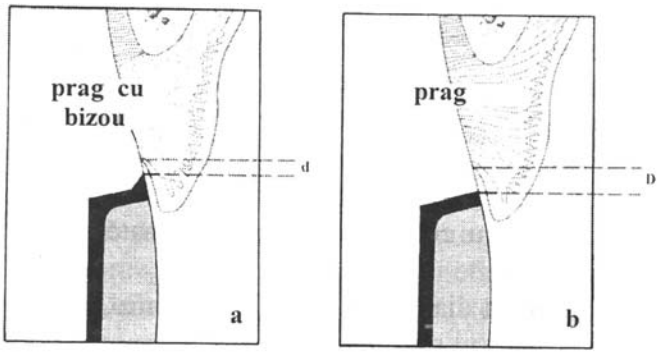


Fig. 11.57. Pragul cu bizou (a) impune ca marginea restaurării mixte sâ fie plasată mai adânc în şanţul gingival decât un prag gingival clasic (b) (50).

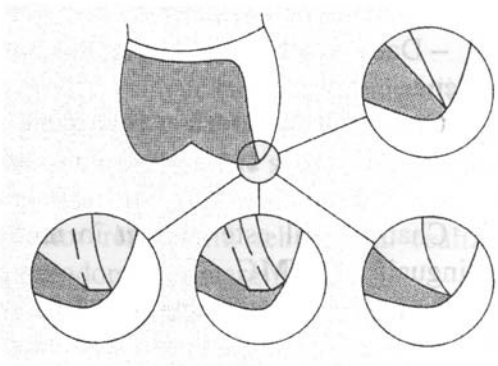


Fig. 11.58. Zona terminală vestibulo-ocluzalâ în cazul unei coroane maxilare *Vi.* Un bizou lat (a), un contrabizou (b) şi o preparare în muchie de cuţit (atunci când cuspidul este voluminos)(c) sunt forme adecvate ale zonei terminale. Prepararea tangenţială nu este acceptabilă atunci când cuspidul este mic şi ascuţit (d) (54).

Pragul cu bizou se mai indică:

- în zona terminalâ gingivală la cavităţile proximale preparate pentm inlay şi onlay;
- la pragul ocluzal al onlayului şi al coroanei $^{3}/4$ la mandibulă;
- când pragul gingival este deja prezent printr-o carie incipientă sau restaurări anterioare.

Nu se va folosi ca soluţie de rutină în cazul coroanelor turnate deoarece necesitâ un sacrificiu inutil de ţesuturi dentare.

• Chanfrein-ul

(Sinonime: chamfer, preparare escavată, „en conge")

Chanfrein-ul este o terminaţie gingivală care formează un unghi obtuz rotunjit, de aproximativ 135° cu axul lung al dintelui (fig.11.59.).

Zona termmalâ apare concavă, prezentând o lăţime mai micâ decât pragul gingival şi o muchie terminală cu unghi ascuţit. Oferă astfel avantajele unghiului ascuţit şi asigurâ o grosime sufîcientă marginilor restaurării.

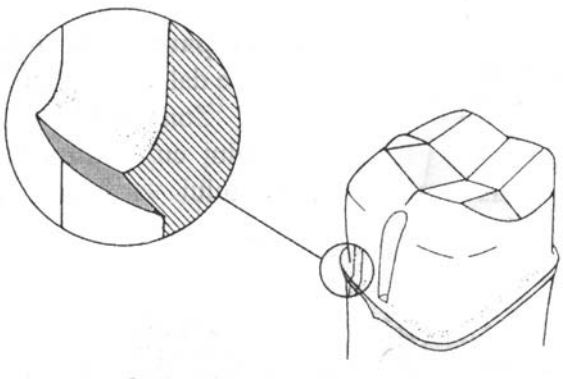


Fig. 11.59. Preparare în chanfrein (54)

Avantaje:

- Limita preparării este defmitâ.
- Oferă tehnicianului spaţiu suficient pentru modelarea marginilor restaurării.
- Nu necesită sacrificiu mare de ţesuturi dure dentare şi menajează biologia pulpei.
- In cursul agregării restaurării pe bont, cimentul are posibilităţi de refluare.

- Micile deficienţe ale închiderii marginale sunt compensate de forma în unghi ascuţit a liniei terminale.

- Prepararea este relativ simplă.

- Unghiul intem rotunjit împiedică acumularea de stress.

Dezavantaje:

- La coroanele dentare care au dimensiuni reduse pot apărea probleme legate de retenţie.

- Dacă adaptarea restaurării pe bont este deficitarâ pot apârea zone de retenţionarea plăcii bacteriene.

Chanfrein-ul oferă o închidere marginală bună şi o grosime sufîcientă marginilor restaurării. în plus, concentrarea de stress m zona terminalâ este foarte micâ, fară a afecta stratul de ciment.

Chanfrein-ul este *indicat* în mod deosebit pentm coroanele metalice tumate şi pentru zona lingualâ a **CMMC.**

Prepararea chanfreinului se face cu un instmment diamantat special conformat, menţinut paralel cu viitoarea axă de inserţie a restaurării. Cu ajutorul porţiunii laterale a instrumentului se face şlefuirea reducţionalâ a pereţilor axiali ai bontului, iar vârful conferâ forma de chanfrein zonei terminale. **Chanfrein-ul ia naştere ca imagine negativă exactă a instrumentului diamantat.** El nu va avea o lâţime mai mare decât jumătate din diametrul instrumentului diamantat. Se va avea grijă ca prepararea să nu fie prea profundă. Există riscul de a transforma zona gingivalâ m prag şi de a crea o margine de smalţ nesusţinută (fig. 11.60.).

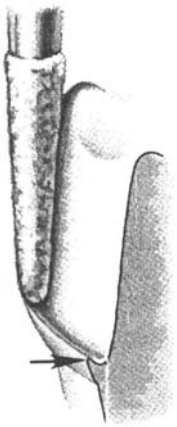


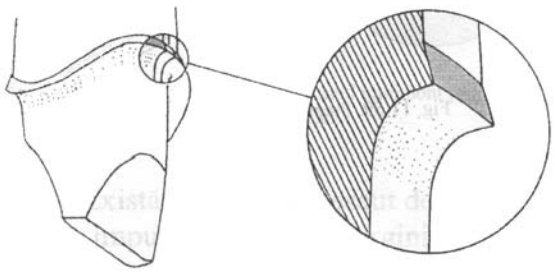
Fig. 11.60. Preparare incorectâ a unui chanfrein (50),

0 variantă este ***chanfrein-ul lat,*** care pe lângă unghiul obtuz rotunjit realizează un unghi de 90° al muchiei marginale a bontului (fig. 11.61.). Se prepară cu un instmment diamantat cilindro-conic cu vârful rotunjit. Dacă operatorul nu are experienţă sufîcientă, rămăne o creastă de smalţ nesusţinută la nivelul muchiei marginale.

Chanfreinul lat asigurâ pentru restaurârile integral ceramice un sprijin mai bun decât chanfreinul convenţional, dar nu unul la fel de bun ca pragul.

• **Prepararea fără prag** (preparare tangenţială, m „muchie de cuţit", „de daltă", în „panâ")

Zona terminală m „muchie de cuţit" rezultă m urma preparării bontului cu instmmente diamantate foarte efilate („în flacără"). Limita gingivală terminală a bontului va forma cu axul lung al dintelui un unghi foarte ascuţit(fig. 11.62.).



Fig; 11.61. Preparare în chanfrein lat pentru sisteme integral ceramice (54)

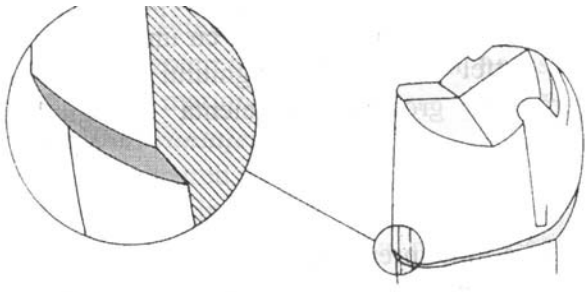


Fig. 11.62. Prepatate tangenţialâ pe faţa lingualâ a unui bont pentru o coroanâ ^*A* mandibulară (54).

Avantaje:

- Sacrificiu relativ redus de țesuturi dure dentare cu menajarea pulpei dentare.
- în caz de deficiențe ale adaptării restaurării pe bont, spațiul marginal nu se măreşte, el fiind aproape paralel cu axul de inserție.
- Prepararea clinică foarte simplă. ***Dezavantaje:***
- Limita de preparare este imprecisă, atât pe bont cât şi pe model.
- Marginile subțiri ale machetei de ceară se pot deforma în cursul îndepărtării de pe model şi/sau în timpul ambalării.
- Marginile restaurtării vor fi foarte subțiri, adeseori nu sunt netede şi prezintă porozitâți. Ele se pot deforma sub acțiunea forțelor ocluzale şi cimentul se va dizolva.
- Pentru a asigura o grosime suficientă marginilor restaurârii, tehnicianul realizează adesea supraconturări cu consecințe nefavorabile asupra parodonțiului marginal.

în bilanțul avantaje/dezavantaje, **predomină dezavantajele,** care restrâng indicațiile acestui tip de preparare.

Indicația majoră se referă la suprafețe linguale ale dinților laterali inferiori, dinți care prezintă suprafețe axiale foarte convexe, suprafețe dentare greu accesibile, dinți cu diametre reduse (de exemplu incisivii inferiori), dinți basculați.

Prepararea tangențială se indică m cazul **restaurărilor metalice turnate** şi ca linie terminală la coroanele parțiale

Deşi prepararea fară prag nu este consideratâ ca o formulă de elecție pentru coroanele tumate, m practica curentă este foarte răspânditâ. Prepararea fară prag este legată de amprenta *cu* masă termoplasticâ m inel de cupru, tehnică folosită mai rar m prezent.

Pentru a asigura o adaptare marginală cât mai corectă se recomandă îndepărtarea crestelor de smalț, din zona cervicală şi prelungirea preparării puțin şi m şanțul gingival. Se va avea o deosebită grijâ la conformarea, prelucrarea şi lustruirea marginilor restaurării. Igiena bucalâ riguroasă şi controlul periodic sunt premisele longevității unor astfel de restaurâri.

Figura 11.63. şi tabelul 11.3. rezumâ caracteristicile diferitelor forme de preparare a zonei terminale a bontului.

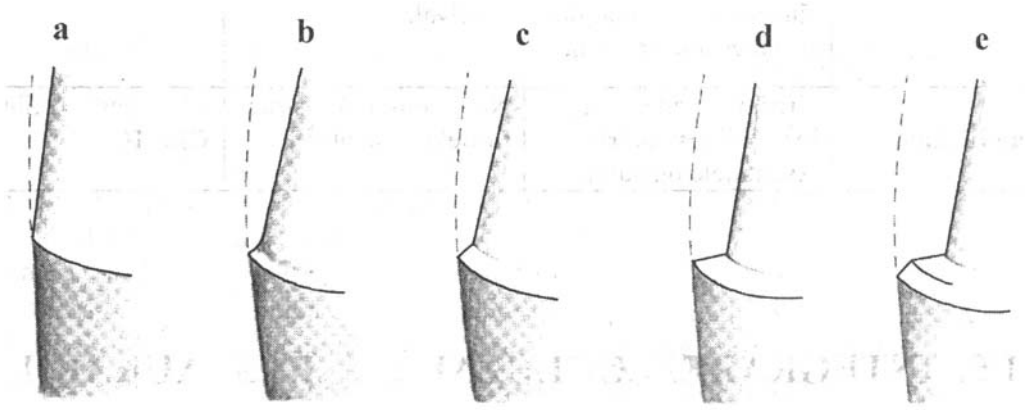


Fig. 11.63. Principalele forme de preparare a zonei terminale a bontului: a. fară prag, b. chanfrein, c. bizou, d. prag, e. prag cu bizou (50).

Tabelullî.3.

Particularităţi ale diferitelor forme de preparare a zonei terminale a bontului (50)

:>rma zonei terminale	Avantaje	Dezavantaje	Indicatii
.„Muchie de cuţit" reparare fără prag)	Conservă structurile dure dentare.	'Nu oferâ o grosime suficientâ marginii restaurârii Localizarea marginii este dificilă de controlat.	Nu se recomandă. Se realizează ca o soluţie de compromis pe suprafeţe linguale ale dinţilor laterali inferiori, pe dinţi care prezintă suprafeţe axiale foarte convexe, pe dinţi basculaţi, pe suprafeţe dentare greu accesibile, pe dinţi cu diarnetrul redus.
b. Chanfrein	Margini netede, de grosime adecvată cu o localizare mai uşor de controlat.	Atenţie pentru a evita crearea unor margini de smalţ nesusţinute.	Coroane metalice turna-te, marginea lingualâ a CMMC, coroane parţi-ale.
c. Bizou	Indepărtează crestele nesusţinute de smalţ; permite brunisarea metalului.	Extinderea zonei terminale a bontului m şanţul gingival.	Marginea vestibulară a coroanelor parţiale ma-xilare.
d.Prag	Grosime adecvată a marginii restaurârii.	Conservâ mai puţin structura dentarâ.	Marginea vestibulară a CMMC, -coroanele integral ceramice.
e. Prag cu bizou	Grosime adecvată a marginii restaurârii; permite îndepărtarea smalţului nesusţinut şi finisarea marginii metalice a restaurârii.	Mai puţin conser-vatoare. Extinde zona terminalâ a bontului spre şanţul gingival.	Marginea vestibulară a CMMC cu coleretă metalicâ. i;
f. Prag înclinat	Grosime adecvatâ a marginii restaurării. Avantajele bizoului.	Nu conservă struc-turile dure dentare.	Marginea vestibulară a CMMC.

1.5. INTEGRAREA OCLUZALĂ A RESTAURĂRII

Protezele fixe unitare sunt restaurări individuale care se realizează şi se adaptează astfel It să fie m armonie cu funcţionalitatea sistemului stomatognat, pentru a nu obliga întregul să idapteze noii situaţii.

Pentm profilaxia disfuncţiilor temporo-mandibulare, conformaţia suprafeţei ocluzale a restaurării are aceeaşi importanţă ca şi adaptarea marginală şi conturarea suprafeţelor axiale pentru profilaxia cariei şi a parodontopatiilor marginale.

în cazul unei ocluzii funcţionale, m absenţa simptomelor de disfuncţie temporo-mandibulară şi de ocluzie traumatică, micile contacte premature şi interferenţe ocluzale nu trebuie întotdeauna corectate. Dacă nu există semne şi simptome obiective de suferinţă, înseamnă că s-a realizat o adaptare şi nu trebuie intervenit m scop profilactic. Dacă restaurarea introduce noi discrepanţe ocluzale, solicitări suplimentare, echilibrul se poate destrăma, balanţa înclinând de la adaptare la neadaptare.

Fig. 11.64. Direcţia axialâ a tbrtelor ocluzale asigură stabilitatea dentară şi protecţia parodonţiului de susţinere (39).

Restaurările protetice trebuie să se adapteze astfel încât sâ fie m armome cu relaţiile ocluzale existente m ocluzia de **RC,** în **IM** şi în mişcările protmzive şi de lateralitate:

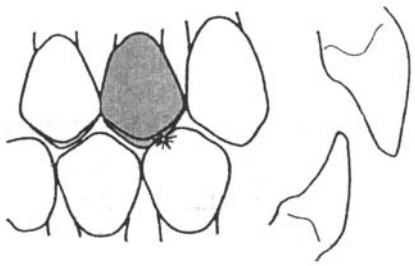
- In **PIM,** restaurarea trebuie să realizeze contact ocluzal simultan cu ceilalţi dinţi. Cuspizii de sprijin trebuie să intre m contact cu fosetele sau crestele marginale ale dinţilor antagonişti.

- Contactul cu dinţii antagonişti trebuie să se facă astfel încât vectorii forţelor ocluzale să se transmitâ în axul lung al dinţilor(fig. 11.64.).

- Intercuspidarea corectă la nivelul dinţilor laterali asigură stabilitatea mandibulei în fazele terminale ale închiderii gurii.

- Restaurările care prezintă contururi excesive (supraconturări) vor crea contact prematur în ocluzia centrică (pacientul sesizează că restaurarea „înalţă") (fig. 11.65.). Contactul prematur nou creat poate provoca dureri şi mobilizarea dintelui. în tendinţa de a evita „obstacolul" se creează o nouă **PIM,** mai confortabilă, dar care poate duce la hipertonicitate musculară şi modificarea raporturilor condililor.

- Restaurârile nu trebuie sâ fie nici infraconturate, deoarece dispare contactul ocluzal. Ca urmare, se produce o erupţie activâ accelerată a dintelui antagonist.



- în mişcările de lateralitate, tipul de ghidaj existent (canin sau de gmp) nu trebuie să fie modificat prin protezare (fig. 11.66. a şi b). Dacă ghidarea mişcării mandibulei este preluată de restaurare este vorba de o interferenţă de partea lucrătoare (cu excepţia protezării caninului).

- Restaurarea care realizează contacte de partea nelucrătoare crează implicit interferenţe.

Fig. 11.65. Contact prematur în OC indus de o restaurare agregată pe 14 (55).

- In cazul restaurării caninului trebuie refacut ghidajul canin, dacă acesta a existat în prealabil. Dacă suprafaţa palatinală a restaurării este convexă, panta de ghidaj va fi prea abruptă şi pot să apară simptome de disfuncţie temporo-mandibulară. Dacă suprafaţa palatinală este infraconturată, ghidajul nu se mai poate realiza şi pot să aparâ interferenţe de partea lucrătoare sau nelucrătoare.

- Restaurarea frontală trebuie sâ ghideze mişcarea protmzivă a mandibulei împreună cu dinţii vecini (fig. 11.67.). Dacă ea conduce singură această mişcare, ia naştere o interferenţă, semn al unei conturări palatinale incorecte, diferită de a dinţilor vecini.

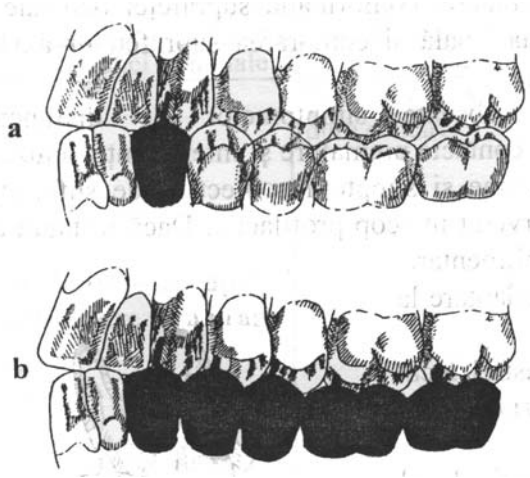


Fig. 11.66. Ghidaj canin (a) şi ghidaj de grup (b) mişcarea de lateralitate (39).

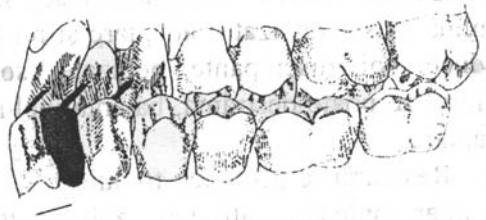


Fig. 14.67. Ghidaj anterior corect în realizat în protruzie de o - restaurare frontalâ (39).

în concluzie, orice contact prematur sau interferenţâ ocluzalâ introdusă prin intermediul noii restaurări poate avea efecte nocive asupra parodonţiului de susţinere al dintelui sau asupra restaurării însâşi (uzura, fractura). Prin crearea de noi reflexe neuro-musculare se poate instala o disfuncţie temporomandibularâ.

11.6. PROTECTIA BIOLOGIEI PULPARE

Protezarea fixă nu trebuie să afecteze vitalitatea pulpei dentare. Factoml iatrogen este un factor etiologic important al pulpopatiilor, a doua ca frecvenţă după leziunile carioase.

Reactivitatea pulparâ este solicitată în diversele faze ale protezării. Reversibilitatea modificarilor apârute depinde de cunoştintele medicului asupra biologiei pulpei şi de evitarea sau cel puţin diminuarea diverselor traume. • •

Principalele cauze ale pierderii vitalităţii pulpare după prepararea bonturilor pentm o protezâ fixă sunt: **crearea unei plâgi dentinare extinse** şi/sau **lezarea termică a ţesutului pulpar.** Ponderea acestor factori în patologia pulparâ este controversată în literatura de specialitate. i.iîiRÎ.r

Răspunsul pulpar la prepararea bontului este condiţionat însă de interacţiunea mai multor fâctori (12): ^nyioî'î&m! Buiqt:

a) grosimea dentinei restante;
b) traumatismul termic, provocat m special de câldura generatâ prin fricţiunea dintre instmmentul abraziv şi ţesuturile dure dentare;
c) vibraţie;
d) expunerea pulpei dentare, prin deschiderea accidentală a camerei pulpare;

e) desicarea dentinei;

f) prezența „smear layer-ului", care condiționează permeabilitatea dentinei;

g) efectul anestezicelor locale asupra pulpei;

h) calitatea tratamentelor preprotetice (acțiunea bacteriană); îndepărtarea dentinei ramolite de pe bonturi şi obturarea defmitivă a cavităților;

i) acțiunea agenților de curățire a dentinei şi a substanțelor astringente şihemostatice pentru lărgirea temporară a şanțului gingival.

Vitalitatea bontului este amenințatâ nu numai la prepararea acestuia, dar şi în alte faze ale protezării, cum ar fi:

- amprentarea (căldura şi presiunea exercitate de materialele termoplastice de exemplu);
- confecționarea unor **RP** din materiale cu o reacție de prizâ exotermă puternică şi echilibrarea lor ocluzală incorectă;
- adaptarea marginalâ deficitară a **RP** şi prelungirea nejustificată a perioadei de protezare provizorie (peste douâ săptâmâni);
- demineralizarea sau gravarea acidâ a suprafețelor dentinare;
- cimentarea protezei fixe (materiale şi tehnici);
- calitatea închiderii marginale, care depinde de forma zonei terminale a bontului, de precizia amprentării şi de corectitudinea adaptării marginale a protezei fixe; ea condiționează o eventuală percolare marginală;
- modelarea necorespunzătoare a suprafeței ocluzale a restaurărilor de durată, care poate provoacă microtraumatisme prin rapoarte ocluzale incorecte.

Riscul inflamației sau necrozei pulpare există ori de câte ori nu se realizează o abordare profilactică a etapelor protezării fixe, cu alegerea unor materiale şi a unor tehnici adecvate.

Starea pulpei la începutul protezării influențează răspunsul pulpar la solicitările termice, chimice şi bacteriene din cursul acesteia.

0 data cu înaintarea în vârstă apar unele modificări involutive sau atrofice, chiar în condiții normale, care inevitabil vor influența răspunsul la traumele care se exercită asupra pulpei:

- Elaborarea de dentina secundară (sau de iritație) duce la micşorarea cavităților pulpare şi la reducerea m volum a pulpei. Procesele de apărare sunt limitate la o zonă mai redusă. Reactivitatea mai scăzută a țesutului pulpar se corelează şi cu o sensibilitate mai redusă la prepararea bontului.
- Componentele celulare ale țesutului conjunctiv pulpar scad ca număr, inclusiv odontoblastele, care descresc m volum. în schimb, cresc în număr şi grosime fibrele de colagen.
- Vascularizația şi inervația se reduce cantitativ şi calitativ, explicând diminuarea metabolismului şi sensibilității dinților vârstnici. Ca urmare, reactivitatea la traume externe este redusă.
- Țesutul pulpar începe să prezinte zone de calcificări difuze şi distrofice.
- La dinții parodontotici pulpa poate fi afectată pe calea canaliculelor laterale din zona desmodontală sau a furcii interradiculare.

Pe baza examenului clinic şi radiografic se vor culege datele necesare de care se ține seama m elaborarea planului de tratament şi apoi la prepararea dintelui pentm confecționarea şi agregarea protezei.

în literatura de specialitate apare adeseori termenul de **„pulpâ stresată"** (ll):Aceasta posedă un prognostic nefavorabil, deoarece capacitatea sa de adaptare a fost epuizată, anterior protezării, de leziuni carioase, restaurări vechi, traumâ ocluzalâ etc. în cursul preparării unui asemenea dinte, cel mai mic traumatism poate provoca degenerarea pulpei. Pe o pulpă stresată

apar de cele mai multe ori complicațiile periapicale la un anumit-interval de timp după cimentarea protezelor flxe.

Efectele pe termen lung ale protezării asupra vitalității pulpare au fost studiate îndelung. După agregarea restaurărilor pe dinți vitali, frecvența tratamentelor endodontice a crescut semnificativ în următorii 5 ani. 15% dintre 255 dinți stâlpi vitali au prezentat necroze pulpare după 8-12 ani de la aplicarea unei proteze fixe. S-a observat o incidență mai crescută a necrozelor pulpare la dinții preparați pentru coroane de înveliş (13,3%), decât la bonturile preparate pentru coroane partiale (5,1%) sau la dinții nepreparați (0,5%) (12).

Grosimea dentinei restante

Cel mai important factor m determinarea râspunsului pulpar la un excitant este grosimea dentinei restante între fundul cavității sau a suprafeței bontului preparat şi camera pulparâ. Măsurarea se face în linie dreaptă.

Acțiunea factorilor cu potențial nociv pentru pulpă este cu atât mai mare cu cât grosimea dentinei restante scade. 0 preparare uniformă a bonturilor reduce grosimea dentinei de la valoarea normalâ de 2,5-3 mm, la 1,5-2 mm, m funcție de tipul şi localizarea preparăni. Prepararea empirică, fără şanțuri de orientare, determină îndepărtarea unei cantități mai mari de dentină decât este necesar. Erorile de preparare sunt mai frecvente pe fața vestibulară şi pe cea ocluzală a bontului.

Permeabilitatea dentinei creşte aproape logaritmic o dată cu reducerea grosimii dentinei restante, datoritâ diferențelor care existâ între straturile dentinare superficiale şi cele profunde m ceea ce priveşte numâml şi permeabilitatea canaliculelor dentinare. **Plaga dentinarâ a unui bont preparat pentru o coroană de înveliş posedă o suprafață de 1 cm^2 şi aproximativ 2 milioane de canalicule dentinare deschise.** Permeabilitatea dentinei nu este uniformă, ea variază mult pe diferitele suprafețe ale dintelui. Dentina de pe pereții axiali ai unei cavități de clasa a II-a este mult mai permeabilâ decât dentina ocluzală, la aceeaşi grosime. Permeabilitatea dentinară a bonturilor preparate pentru o coroană de înveliş variazâ şi ea regional. Permeabilitatea este maximă pe suprafața mezialâ a unui bont preparat cu şanțuri de orientare şi freze calibrate. Ea scade apoi progresiv pe fața vestibularâ, distală, ocluzală şi hngual㠠(49).

Permeabilitatea mare a dentinei peretelui mezial se explicâ prin particularitățile regionale care existâ în numârul şi diametrul canaliculelor dentinare. Crearea **smear layer-ului** cu ajutoml unui instmment diamantat sau **închiderea orificiilor canaliculelor dentinare cu oxalat de potasiu** au fost metode la fel de eficiente pentru reducerea permeabilității dentinare. Aplicarea adezivilor dentinari scade şi ea permeabilitatea dentinei (45).

Grosimea dentinei restante şi implicit gradul de permeabilitate dentinară determină în mare măsură incidența şi intensitatea răspunsului pulpar la tehnicile şi materialele de restaurare. Acest răspuns nu ar exista dacă dentina ar fi impermeabilă.

0 ***grosime a dentinei restante de cel puțin 2 mm protejează pulpa,*** dacâ celelalte măsuri profilactice sunt respectate. S-a demonstrat experimental că variații mici, de zecimi de milimetri, ale grosimii dentinei restante au o valoare semnificativâ. Volumul coroanei dentare şi chiar vârsta pacientului sunt de mai mică importanță în cadrul raspunsului pulpar. Pe măsură ce grosimea dentinei scade, răspunsul pulpar creşte în mare măsură chiar şi atunci când câldura generată prin frecare este controlată.

Reacția pulpară la acțiunea instmmentelor diamantate apare mai ales în zonele din dreptul canaliculelor dentinare proaspăt secționate (virgine), care nu prezintă subiacent dentină de reparație sau neregulatâ. Nu trebuie să se uite că m protetică preparâm, de obicei, dinți sănătoşi, fără leziuni carioase, a căror pulpă nu este pregâtită pentru apărare.

Reacțiile ce se produc în pulpă ca urmare a acțiunii instmmentelor diamantate sunt identice la prepararea bonturilor şi a cavitâților. Dacă după prepararea bontului coronar rămâne un strat de dentină cu o grosime de cel puțin 2 mm în dreptul camerei pulpare, răspunsul pulpar va fi minim sau chiar absent. ***Esențial este sâ se păstreze potențialul biologic de apărare al pulpei.*** *Nu* ***trebuie stimulată neodentinogeneza. Orice stimulare înseamnâ o biciuire a țesutului pulpar şi epuizarea sa consecutivă.***

în cursul preparării bontului pentru o coroană de înveliş metalică contează mai mult adâncimea de preparare decât suprafața acesteia

- Prepărarile cu prag gingival sunt mai traumatizante decât cele în chanfrem sau farâ prag.
- Apropierea de coamele pulpare este foarte periculoasă, ceea ce se poate întâmpla în cazul şlefuirii aplatizate a suprafețelor ocluzale şi cu o convergențâ exagerată a pereților axiali.
- La prepararea cavităților pentm incrustații mtervine atât adâncimea cât şi proximitatea coarnelor pulpare.

în cazul dinților vitali cu leziuni carioase profunde sau a celor cu o coroană clinică redusă este utilâ cunoaşterea grosimii țesuturilor dure dentare înainte de a începe prepararea bontului. Se face astfel profilaxia afecțiunilor pulpare sau se indică la nevoie pulpectomia m scop protetic. Probleme deosebite apar mai ales m cazul restaurărilor metalo-ceramice, care necesită o îndepărtare masivă de substanță dentară.

Medicul beneficiază de tabele orientative (fig. 11.68.A şi B) şi de o metodă radiograficâ (52) pentru evaluarea unei grosimi medii a țesuturilor dure dentare. In cazul utilizării radiografiei, se indică aplicarea unor coeficienți de corecție care să compenseze deformarea imaginii radiografîce, permițând calculul grosimii reale a țesuturilor dure dentare. Diferența dintre grosimea determinată prin această metodâ şi valoarea anatomică este de 0,12 mm, diferență care poate fi tolerată în condiții clinice. Coeficienții de corecție sunt prezentați m tabelul de mai jos. Folosirea lor este condiționată de standardizarea şi cunoaşterea distanței dintre dinte şi fîlmul dentar.

Tabelul 11.4.

Distanta dintre dinte şi film (mm)	Coeficient
5	0,9878
6	0,9859
7	0,9841
8	0,9822
9	0,9803
10	0,9785
11 '	0,9766
12	0,9747
13	0,9729
14	0,9710
15	0,9691
16	0,9672

Pentru a evita subțierea exagerată a stratului de dentină restantă se indică **prepararea bonturilor cu şanțuri de orientare trasate cu freze calibrate.** în caz contrar se va îndepărta o cantitate exagerată de substanțâ dură dentară mai ales de pe suprafața vestibulară a bontului.

Grosimea dentinei restante vestibulare scade sub 2 mm (1,6 mm), ceea ce antrenează o creştere excesivă a permeabilitatii dentinare la acest nivel. Pulpa dentară subiacentă va putea fi observată **ca o** umbră sau ca o pată de culoare roz. Pe măsura ce grosimea dentinei restante se reduce, scade şi suprafaţa totală a bontului şi, implicit retenţia, ceea ce influenţează nefavorabil prognosticul protezării. Asigurarea unei grosimi adecvate a dentinei restante este corelată, m general cu o preparare care conservă ţesuturile dure dentare.

Cea mai bună metodă de a preveni apariţia sensibilităţii dentinare şi a iritaţiei pulpare este conservarea unui strat subţire de smalţ pe suprafaţa bontului. El asigură „sigilarea" optimă a canaliculelor dentinare. Identificarea zonelor de dentină descoperită se face cu un indicator special (Dentine Detector Solution, LD Caulk) sau cu o soluţie de eritrozină 4%. Aplicarea timp de 5 secunde a acestei soluţii pe suprafaţa bontului, urmată de clătirea cu apă, va colora dentina m roz deschis, lăsând nemodificat smalţul proaspăt preparat.

Traumatismul termic

Prepararea bontului generează multă căldură prin fricţiunea dintre instmmentul diamantat şi ţesuturile dure dentare. Răcirea continuă cu apă este obligatorie în timpul preparării, pentru a evita creşterea temperaturii ţesutului pulpar şi consecutiv lezarea sa ireversibilă.

Cantitatea de căldură care ia naştere în timpul preparării depinde de:

- turaţia, mărimea, forma, granulaţia şi calitatea instmmentului diamantat;
- durata contactului dintre instmmentul diamantat şi suprafaţa dentinară;
- mărimea presiunii exercitate de medic asupra piesei;
- eficienţa răcirii cu apâ.

Temperaturile mari care apar printr-o preparare continuă a bontului, la turaţii mari, sub presiune exagerată şi farâ răcire adecvată, pot leza grav şi ireversibil pulpa dentară. Dupa unii autori **încălzirea pulpei dentare reprezintă cel mai grav stress la care este supus ţesutul pulpar în timpul protezării.** Dacâ leziunea pulpară este extinsă şi stratul „bogat m celule" a fost distms, nu se va mai forma dentina de reparaţie.

Conductibilitatea termicâ a dentinei este relativ redusă. De aceea riscul de lezare termică a pulpei este mai mare în timpul preparării unei cavităţi profunde decât a uneia superficiale. Prepararea bontului pentru o coroană de înveliş solicitâ pulpa mai mult decât prepararea pentru o coroană parţială. Temperatura exagerată posedă un potenţial nociv maxim pentru ţesutul pulpar la o grosime a dentinei restante mai mică de 2 mm.

Creşterea temperaturii m camera pulparâ la prepararea bontului cu instmmente diamantate active, la turaţii mari şi sub răcire continuă cu apă este invers proporţionala cu grosimea dentinei restante, care are proprietatea de a izola termic pulpa dentară (tabel 11.5.).

Tabelulll.5. Incălzirea ţesutului pulpar la prepararea bontului m funcţie de grosimea dentinei restante (41)

Grosimea dentinei restante	Creşterea temperaturii în camera pulparâ
sub 2mm	3,2 °C
mai mare de 2 mm	2,2 ^

Pentru a evita încălzirea exagerată a ţesutului pulpar şi exercitarea unei presium prea~mari la prepararea bontului se indicâ folosirea unor ***instrumente diamantate active.***

In ultimii ani au devenit populare instrumentele diamantate de unică folosinţă. Acestea sunt instmmente diamantate mai ieftine care posedă o eficienţâ abrazivâ optimă pentru prepararea mai multor bonturi m aceeaşi şedinţâ de lucru. Instmmentele diamantate mai scumpe se pot folosi la mai mulţi pacienţi, dar se sterilizează foarte des. Prin urmare, calitatea lor trebuie verificatâ periodic, pentm a evita prepararea bontului cu instmmente prea uzate.

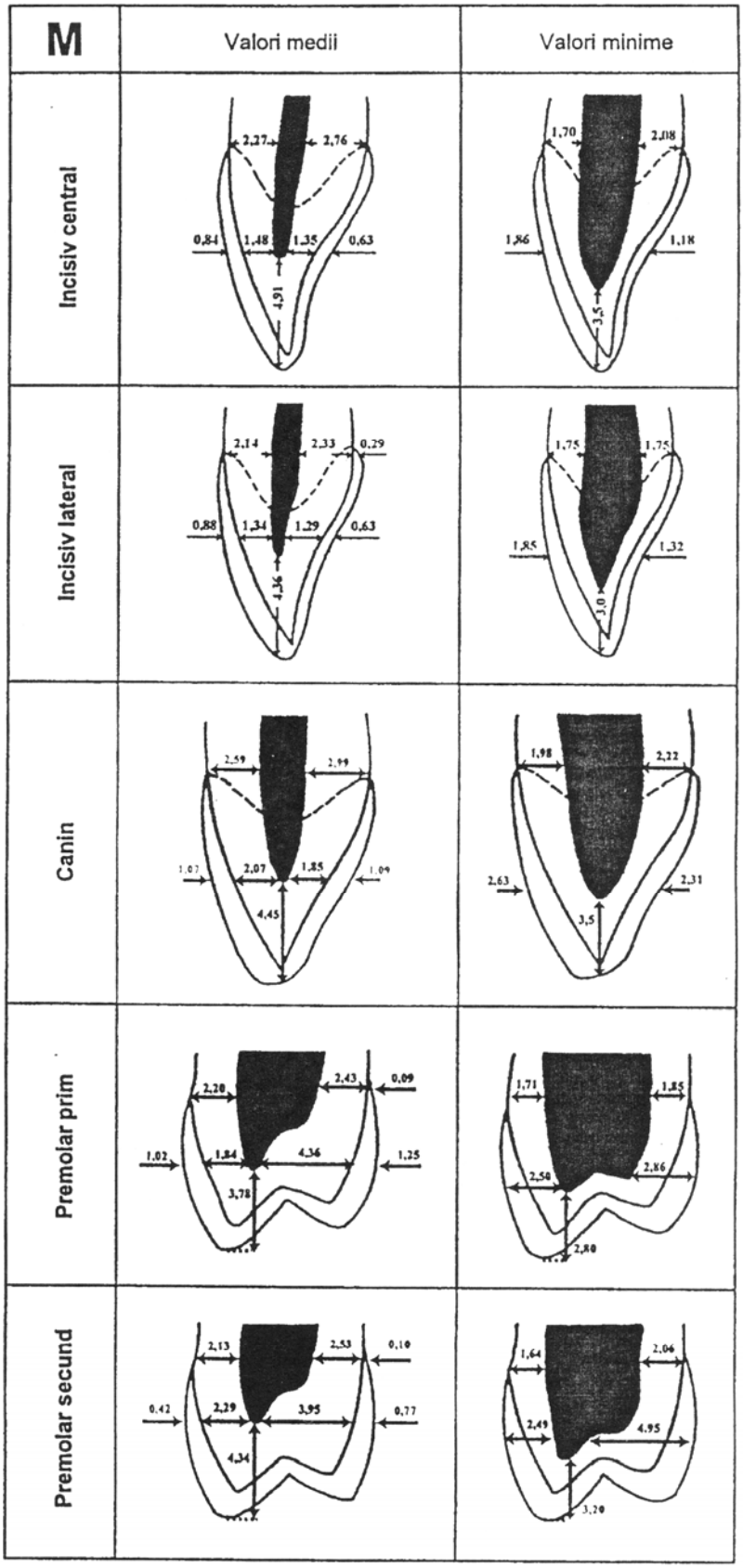


Fig. 11.68.A. Grosimea dentinei coronare măsurată de Hugel şi Schaaf(37)

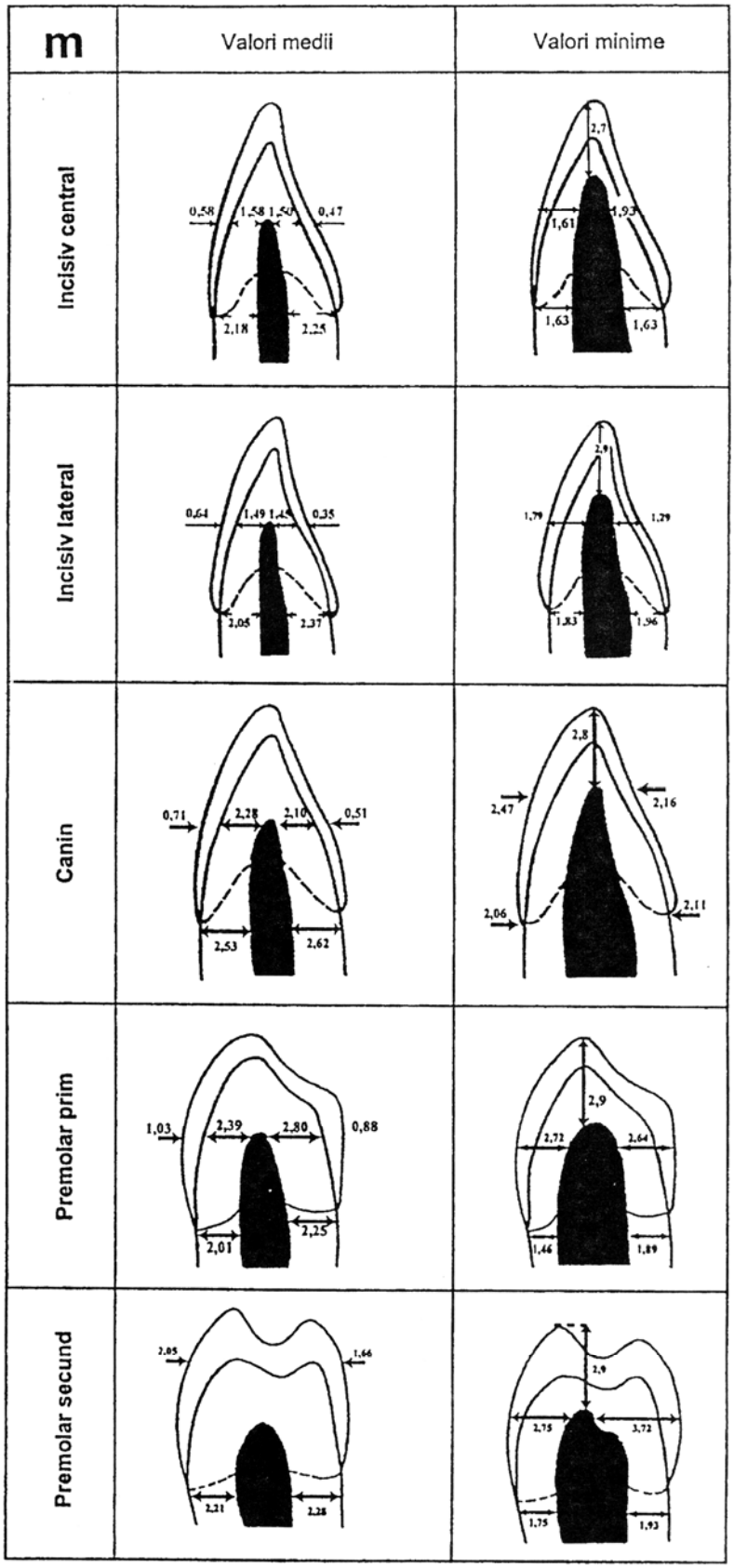


Fig. 11.68.A. *(continuare)* Grosim.ea dentinei coronare măsurată de Hugel şi Schaaf(37)

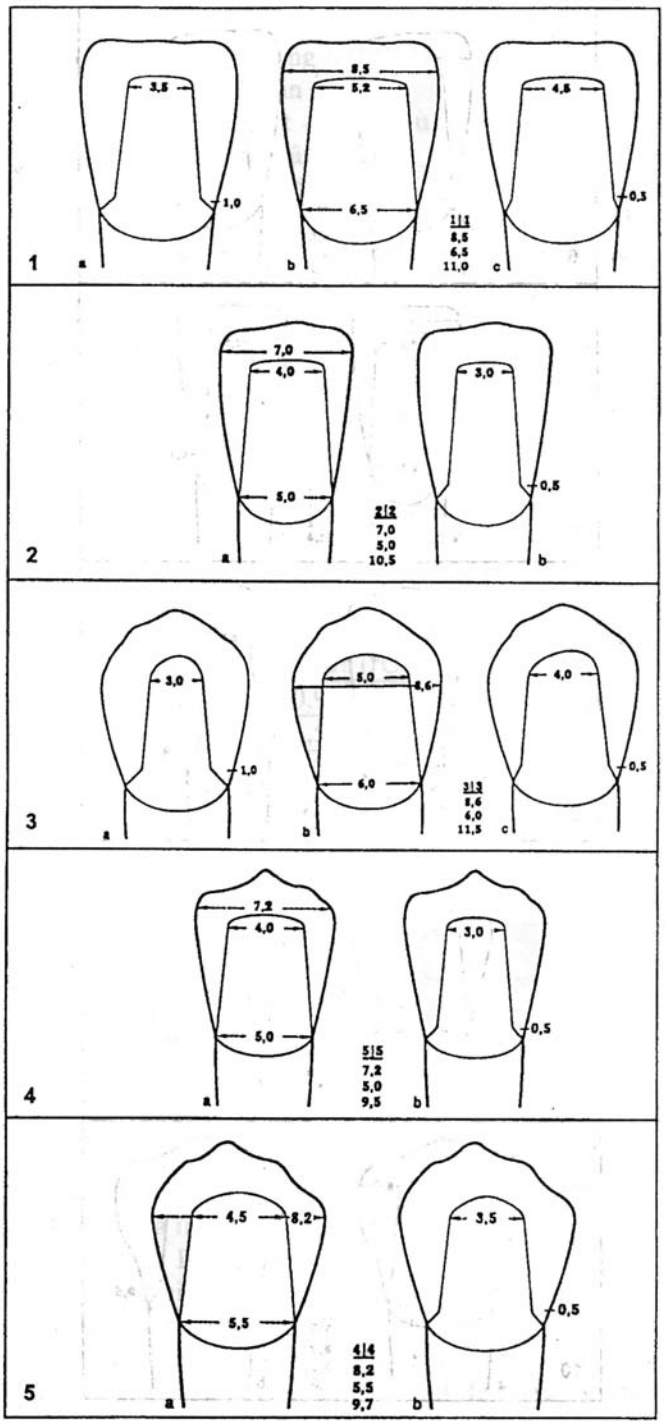


Fig. 11.68.B. Dimensiunile unor bonturi față de coroanele dentare naturale (32) Marxkors , 1. Incisiv central maxilar: lățime incizală 8,5mm; lățime cervicală 6,5mm; lungime 1 Imm. Prepararea dintelui: a. cu prag lat; . b. fără prag; c. cu prag de 0,5mm. 2. Incisiv lateral maxilar: lățime incizală 7mm; laţime cervicală 5mm; lungime 10,5mm. Prepararea dintelui :a. fârâprag; b. cu prag de 0,5mm. 3. Canin maxilar: lățime 8,6mm; lățime cervicală 6,0mm; lungiine ll,5mm. Prepararea dintelui: a. cu prag lat;b. farâ prag; c. cu prag de 0,5mm 4. Primul premolar maxilar: lățime sagitalâ maximă 8,2mm; lățime cervicală sagitală 5,5mm; lungimea coronară vestibulară 9,7mm. Prepararea dintelui: a. fâra prag; b. cu prag de 0,5mm. 5. Premolarul maxilar secund: lățime sagitalâ maximă 7,2mm; lâțime cervicală sagitală 5mm; lungimea coronară vestibulară 9,5mm. Prepararea dintelui: a. fără prag; b. cu prag de 0,5mm.

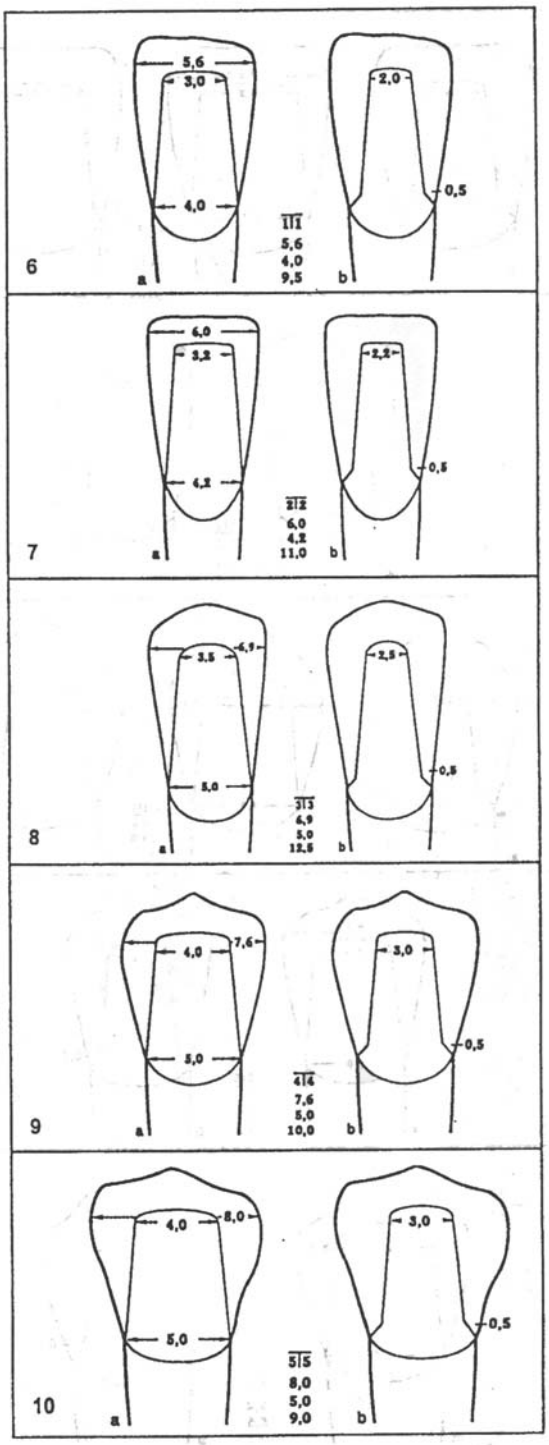


Fig. 11.68.B. *(continuare)* Dimensiunile unor bonturi față de coroanele dentare naturale (32) Marxkors 6. Incisiv central mandibular: lățime incizală 5,6mm; lâțime cervicală 4min; lungime vestibulară 9,5mm. Prepararea dintelui: a. tară prag; b. cu prag de 0,5mm. 7. Incisiv lateral mandibular: lâțime incizalâ 6mrn; lățime cervicală 4,2mm; lungime vestibulară 11 mm. Prepararea dintelui:a. fără prag; b. cu prag de 0,5mm. 8. Canin mandibular: lățime incizală 6,9mm; lățime cervicalâ 5mm; lungime vestibulară 12,5mm. Prepararea dintelui: a. fârâ prag; b. cu prag de 0,5mm. 9. Primul premolar mandibular: lâțime sagitala maximâ 7,6mm; lâțime cervicalâ sagitală 5mm;lungimea coronarâ vestibulară lOmm. Prepararea dintelui :a. fârâ prag; b. cu prag de 0,5mm. 10. Premolarul mandibular secund: lățime sagitală maximă 8mm; lățime cervicală sagitală 5mm; lungimea coronară vestibulară 9mm. Prepararea dintelui :a. fârâ prag; b. cu prag de 0,5mm.

Frezele din carbură de tungsten, utile pentru trasarea şanţurilor de orientare şi finisarea bonturilor, se recomandâ a fî folosite o singură dată, tocmai pentru a evita lezarea termică a pulpei prin prepararea bontului cu freze puţin active.

Un alt aspect care trebuie urmărit este granulaţia instrumentului diamantat. **Cu cât granulaţia acestuia este mai mare, cu atât creşterea temperaturii în camera pulpară este mai accentuată** (tabelul 11.6.). Se recomandă folosirea cu prudenţă a instmmentelor diamantate cu granulaţie foarte mare (150 (J.), deoarece posedă un risc crescut de lezare termică a pulpei dentare. Prepararea dintelui cu un asemenea instmment poate genera o creştere a temperaturii din camera pulpară cu 3,2 ^{0} C (41).

Presiunea exercitată asupra instmmentului diamantat are o influenţă deosebită asupra reacţiei pulpare. Chiar dacă creşterea temperaturii generate în cursul frecării este controlată prin răcire cu apă, presiunile care depăşesc 230 g vor declanşa un răspuns inflamator puipar. **Din punct de vedere biologic se acceptă o presiune sub 230 g şi se preferă presiunile care nu depăşesc 120g.**

Tabelul 11.6.

Variaţii termice provocate în camera pulpară prin prepararea bontului cu instrumen.te diamantate de granulaţii diferite, sub răcire continuă cu apă (41).

Granulaţia instrument diamantat	Creşteri medii ale temperaturii din camera pulpară (°C)	Creşteri maxime ale temperaturii în camera pulpară (°C)
fmă (30 *[im)*	0,9 ± 0,8	2,5
mare (125 |Lim)	1,5 ±0,7	2,6
foarte mare (150 *[im*)	2,3 ±0,6	3,2

„Pensularea fină" a suprafetei bontului cu un instmment diamantat nou la turaţie mare, sub răcire cu apă, permite îndepârtarea efîcientâ a substanţei dentare, cu producerea minimâ de căldură. Sprijinul adecvat al mâinii medicului este la fel de important pentru a evita exercitarea unei presiuni exagerate asupra piesei.

Importanţa ***răcirii cu apă*** în timpul preparării bontului a fost demonstrată foarte clar. **Prepararea dintelui fără o răcire adecvată** a fost descrisă ca **„fîerberea pulpei în suc propriu".** Răcirea cu apă urmăreşte dispersarea câldurii şi evită desicarea dentinei.

Jetul de apă trebuie direcţionat exact pe zona de contact dintre dinte şi instmmentul diamantat. Simultan cu răcirea bontului, apa formează cu resturile de substanţă dentară un amestec, care favorizează acţiunea instmmentului diamantat. Acest aspect este important deoarece încărcarea instrumentului diamantat reduce eficienţa sa abrazivă. Răcirea cu apă împiedică şi deshidratarea dentinei, care poate constitui cauza unor iritaţii pulpare. In general dentina trebuie să rămână umedă în cursul tuturor fazelor protezării, cu excepţia celor de control a preparaţiei şi de amprentare. Dacă jetul de apă reduce vizibilitatea, cum se întâmplă de exemplu la prepararea zonei terminale linguale a bontului, se recomandă folosirea unor piese cu turaţia mai mică, dar tot sub răcire cu apă.

Creşterea temperaturii din camera pulpară, la prepararea bontului, este direct proporţionalâ cu temperatura apei de răcire şi cu timpul de lucm. Se indică o **temperatură a apei de răcire de 30-32°C** (29). Apa de răcire se încălzeşte însă pe parcursul preparării bontului şi anume, paralel cu creşterea temperaturii din camera pulparâ. După o preparare de 30 secunde cu instrumente diamantate cu granulaţie foarte mare temperatura apei de răcire a ajuns la 41-43 °C, ceea ce anulează rolul său profilactic (creşterea termica a fost de 4 °C, deoarece în experimentul respectiv temperatura initiala a apei a fost de 38 °C) (41). Prin urmare intercalarea

unor pauze dese in prepararea bontului permite un control mai eficierit al temperaturii apei de răcire, pe lângă disiparea caldurii.

Este contraindicată folosirea exclusivă a râcirii cu aer, indiferent de turația instmmentului diamantat, deoarece ea s-a dovedit insuficientă şi ineficientă pentru a preveni leziunile pulpare (25,41). Prepararea bontului exclusiv cu râcire cu aer timp de un minut a crescut temperatura în camera pulpară cu 8,8 °C, până la o valoare de 45,8°C. Aceasta depâşeşte valoarea critică de 41,5 °C la care se produce moartea fibroblastelor pulpare. Experimentele pe animale au atestat că o creştere a temperaturii pulpei cu *6°C* duce la pierderea vitalității pulpei m 15% din cazuri, cu 15 °C vitalitatea se pierde în 60% din cazuri, iar cu 22°C necroza ireversibilă apare la toți dinții. S-a dovedit câ apar leziuni de arsură nu numai în pulpa subiacentă canaliculelor secționate, ci în 50% din cazuri şi în partea opusă a camerei pulpare. **Leziunea tipică de arsură la nivelul pulpei este necroza de coagulare.** Sunt necesare doar 11 secunde de folosire a turbinei farâ răcire cu apă pentru ca să apară leziuni de arsură. Arsura se poate produce cu instrumente diamantate la orice viteză, când se face răcire, doar cu aer şi când grosimea dentinei restante este mai mică de 2 mm.

0 atenție deosebitâ trebuie acordată preparării şanțurilor şi puțurilor pentru crampoanele intradentinare, deoarece apa de răcire nu ajunge până la lamela activă a instmmentului. Aceste elemente de retenție vor fi preparate la turație mai mică şi cu pauze dese, pentru a evita supraîncălzirea țesutului pulpar.

Fenomenul vibrator

In mod surprinzător se cunosc puține aspecte legate de vibrația care ia naştere m timpul preparării bonturilor. S-a demonstrat apariția unor perturbări semnificative m pulpa dentară atât sub punctul de aplicare al instmmentului, cât şi în zone pulpare aflate la distanță de acesta. **Undele de şoc provocate de vibrație sunt deosebit de intense în cazul preparării bonturilor la turații reduse.**

Propagarea unor vibrații exagerate m țesutul pulpar apare în cazul folosirii unor piese defecte. **Sterilizarea pieselor cu turație mare** (de exemplu la KAVOKLAVE ® 2100), care se **practică astâzi pe scară largâ, grăbeşte uzura componentelor mecanice active, chiar dacă se face o ungere corectă a acestora.** Piesele vor fi verificate periodic pentru a depista rotația descentrată a instmmentului diamantat şi/sau reducerea turației piesei. Se va evita astfel suprasolicitarea țesutului pulpar prin vibrații exagerate sau prin exercitarea unei presiuni exagerate pe instmmentul diamantat, care are o eficiență abrazivâ redusâ din cauza turației prea mici. Pentru a evita leziunile pulpare iatrogene se recomandă păstrarea pieselor în condiții optime de funcționare şi menținerea presiunii aemlui la un nivel adecvat.

Expunerea pulpei prin deschiderea accidentală a camerei pulpare

Expunerea pulpei poate avea loc în timpul exerezei dentinei ramolite de pe bont, al preparării propriu-zise a dintelui sau la aplicarea crampoaneor intradentinare. In aceste cazuri afectarea pulpei se produce m urma contaminării bacteriene. S-a demonstrat câ expunerea chirurgicală a pulpei la şobolani ,,germ free" a fost urmată de o vindecare completă, farâ reacții mflamatorii apreciabile. Contaminarea bacterianâ a pulpei este mult mai intensă la expunerea pulpei din timpul exerezei dentinei ramolite decât la deschiderea accidentală a camerei pulpare m timpul preparării bontului.

Ori de câte ori anticipâm o eventuală deschidere a camerei pulpare în timpul preparării dintelui sau dacâ grosimea dentinei restante este prea redusă pentru a mai putea garanta vitalitatea organului pulpar se **recomandâ pulpectomia în scop protetic.** Se va evita astfel contaminarea cu microorganisme a țesutului pulpar şi inflamația pulpară consecutivâ.

Desicarea dentinei

Uscarea plăgii dentinare proaspete cu un jet puternic de aer determină mişcarea rapidă spre exterior a fluidului din canaliculele dentinare ca rezultat al fenomenului de capilaritate. Conform teoriei hidrodinamice a sensibilitâţii dentinare, această mişcare a fluidului intracanalicular provoacâ stimularea nervilor senzitivi pulpari. Mişcarea fluidului determină **fuga nucleilor odontoblastelor în canaliculele dentinare.** Aceste elemente celulare „dislocate" mor curând şi dispar prin autoliză. Prin urmare se va evita desicarea dentinei pentru a evita efectul nociv al acesteia asupra pulpei dentare. **Dentina trebuie să rămână umedă!**

Smearlayer

Smear layer-ul este un strat fin de reziduuri care se prezintă sub forma unor aşchii de dentină, cu grosimea de **IH** şi care rezultă prm acţiunea mecanicâ a unor instmmente abrazive asupra suprafeţei dentinare.

Rolul jucat de smear layer pe suprafaţa dentinară este o problemă controversată. După unii autori smear layer-ul împiedică aderenţa corespunzătoare a materialelor de restaurare la dentină. De asemenea microorganismele prezente în acest strat pot irita pulpa.

Se pare totuşi că îndepărtarea completâ a smear layer-ului nu este recomandabilâ, deoarece creşte semnificativ permeabilitatea dentinară (27). **Se indică păstrarea parţială a smear layer-ului sub forma unor „microdopuri" care obstruează orificiile canaliculelor dentinare** şi împiedică astfel pătmnderea substanţelor iritante şi infiltrarea bacterianâ spre ţesutul pulpar. El limitează, de asemenea, hidrodinamica fluidelor din canaliculele dentinare, ca râspuns la stimuli termici sau osmotici. Pacientul nu va acuza sensibilitate la nivelul bonturilor.

Efectul anestezicelor locale asupra pulpei

Scopul adăugării unui vasoconstrictor la anestezicul local este acela de a amplifica şi de a prelungi efectul anestezic prin reducerea fluxului sanguin în zona de administrare. Un anestezic ca lidocaina 2% cu epinefrină 1:100.000, administrat în anestezie plexală sau tronculară periferică, poate reduce semnificativ fluxul sanguin pulpar. Această diminuare a fluxului sanguin este de scurtă durată. Cu toate acestea ea poate favoriza acţiunea diferiţilor factori cu potenţial nociv asupra pulpei m timpul preparării bontului. De exemplu, m cazul anesteziei intraligamentare cu lidocainâ 2% şi adaos de epinefrină 1:100.000, fluxul sanguin pulpar este întrempt complet timp de 30 minute. Afectarea ireversibilă a pulpei apare mai ales dacă prepararea bontului este realizatâ imediat după anestezia intraligamentară. Ea se explică prin acumularea m compartimentul extracelular al pulpei subiacente a unor cantităţi mari de agenţi vasoactivi, de tipul **substanţei** P şi a altor produşi de degradare metabolică. Concentraţia substanţelor care difuzează prin dentină în pulpă depinde parţial şi de viteza de îndepărtare a acestora prin circulaţia pulpară. Reducerea semnificativă a fluxului sanguin m timpul etapelor protezării poate provoca creşterea concentraţiei substanţelor iritante m ţesutul pulpar.

De aceea, pe cât posibil în protezarea dinţilor vitali se indică folosirea unui anestezic localfârâ vasoconstrictor sau cu o concentratie de 1:100.000 a epinefrinei.

Calitatea tratamentelor preprotetice (acţiunea bacteriană)

Exereza completă a dentinei ramolite de pe bont este obligatorie înainte de restaurarea coronarâ. Coafajul indirect nu se recomandă pe un bont deoarece pune în pericol prognosticul pe termen lung al unei proteze fixe. înainte de amprentare se impune realizarea obturaţiilor defmitive.

Agenți de curățire a dentinei; soluții pentru lărgirea temporară a şanțului gingival. ***Agenții de curățire*** sunt folosiți pentru a reduce numărul microorganismelor de pe suprafața dentinarâ preparată şi pentru a îndepărta smear layer-ul care rămâne pe suprafața dentinei după prepararea bontului. Unii autori consideră că îndepărtarea acestui smear layer superficial îmbunătățeşte adaptarea cimentului pe suprafața dentinarâ. Agenții de curățire conțin fie un acid, fie un agent de chelatare, cum ar fi EDTA. S-a demonstrat însă câ incidența inflamației pulpare a crescut semnificativ dacâ bonturile au fost curățite cu un agent acid (50% acid citric). Agenții de curățire acizi cresc mult permeabilitatea dentinei prin îndepărtarea smear layer-ului şi prin lărgirea orificiilor canaliculelor dentinare; creşte astfel riscul de penetrare a unor substanțe iritante prin dentină. Dacă bacteriile se înmulțesc sub o obturație, toxinele acestora vor difuza mai uşor printr-o dentină curățită cu acid. Prin urmare se recomandă folosirea unor agenți de curățire neacizi, care nu îndepărtează smear layer-ul în totalitate (27)

Substanțe hemostatice şi astringente. **0** problemă interesantă este influența substanțelor hemostatice şi astringente folosite m lărgirea temporară a şanțului gingival asupra biologiei pulpare. Clinic, unele substanțe hemostatice pot provoca leziuni ale țesuturilor moi orale şi/sau iritații pulpare. Efectele secundare ale acestor substanțe pentru lărgirea temporară a şanțului gingival se explicâ prin pH-ul lor. Majoritatea produselor posedâ un pH acid, cuprins între 1-3 (vezi tabel 11.7.). Acest pH este echivalent cu cel al HCl diluat sau cu cel al unui suc concentrat de lămâie.

Tabelulll.7.

pH-ul soluțiilor pentru lărgirea temporară a şanțului gingival (63)

Produs	Firma	pH-ul soluției	pH-ul soluției combinate cu fir de retractie
Infra-Lab Styptic	Infra-Lab Inc. RockawayN.J.	1'65 îq.	.1.5
Styptin (20% AlCl)	Van R Dental Products Inc.	2	2,1
Wet Pak (10%A1C1)	Van R Dental Products Inc.	• 2,3	2,4
Hemodent (21,3%A1C1)	Premier Dental Products Co. Norristown, Pa.	1,7	1,8
Rastringent (25%A1S04)	Pascal Co. Inc. Bellevue, Wash.	3	3,1'
Astringent (15%FeS04)	Ultradent Products Inc. Salt Lake City, Utah	1,6	1,25
Stasis (21%FeS04>	Gingi-Pak, Belfort Co. Inc. Camarillo, Calif.	1,1	1,3
Visine (0,5% tetrahydrozoline)	Pfizer Inc. New York, N.Y.	6;2	6,1
Afrine spray (0,5% oxymetazoline)	Schering Corp. Kenilworth, N.J.	6,3	5,8
Murine Plus (0,05% tetrahydrozoline)	Ross Laboratories Columbus, Ohio	7,1	7,3

Asocierea solu^ei cu un fir de retracție nu limitează semnificativ efectul nociv al pH-ului ibme

Clorura de aluminiu şi sulfatul feric se combină cu apa formând acid hidrocloric şi acid sau. sulfuric. Aceşti acizi pot afecta țesuturile orale şi au un efect mai intens asupra țesuturilor dure dentare decât agenții de gravare acidă. Acidul fosforic dizolvă conținutul mineral al dintelui şi dă naştere unui sistem fosfat tampon care reduce reacția chimică. Acțiunea acidului hidrocloric şi a celui sulfuric nu este autolimitantă, ci continuâ până la diluarea lor.

Substanțele hemostatice mai noi, cum sunt tetrahidrozolina şi oximetazolina au un pH mai acceptabil şi consecutiv o acțiune mai blândă asupra structurilor orale dure şi moi (27).

Soluțiile hemostatice cu pH acid trebuie folosite cu pmdență în apropierea plăgii dentinare a bontului (26, 63). Dentina profundă descoperită posedâ o permeabilitate crescută, ceea ce favorizează pâtrunderea acestor soluții iritante spre țesutul pulpar.

în **concluzie,** pentru a face profilaxia afecțiunilor pulpare în timpul protezării se indică:

- folosirea unor instrumente diamantate active, sub răcire continuă cu apă, la turații mari; se execută o mişcare de pensulare fină şi intermitentă pe suprafața bontului; se intercalează pauze dese pentru disiparea căldurii şi controlul temperaturii apei de răcire;
- evitarea desicării suprafeței dentinare;
- evitarea aplicării de substanțe chimice iritante pe plaga dentinară proaspâtă;
- alegerea unui material de obturație şi de cimentare biologic;
- aplicarea unui liner pentru a închide orificiile canaliculelor dentinare;
- evitarea exercitării unor forțe exagerate la cimentare;
- controlul periodic al vitalității pulpei traumatizate în timpul etapelor protezârii. In aceste condiții alterarea pulparâ rămâne minimâ. Se pâstreazâ astfel capacitatea pulpei de a forma dentină de iritație (de reparație). Producerea de dentină de iritație este ultima dovadă a reparației pulpare şi este echivalentul țesutului cicatricial din alte țesuturi conjunctive.

11.7. RAPORTUL DINTRE PROTEZA FIXĂ ŞI PARODONTIUL MARGINAL

hi toate fazele restâUrarll protetice trebuie să avem m vedere menținerea sănătății parodontale. Prognosticul pe termen lung al unei proteze fixe depinde m cea mai mare măsură de relația simbiotică pe care aceasta o stabileşte cu parodonțiul marginal. Restaurările protetice se pierd, de obicei, prin parodontopatii şi carii marginale, nu prin fracturarea protezei. Acesta este motivul pentru care m acest capitol al principiilor de preparare a dinților abordăm mai amplu raportul dintre protezele fixe şi parodonțiul marginal.

11.7.1. PROTECȚIA PARODONȚIULUI MARGINAL IN TIMPUL PROTEZĂRII

între restaurarea protetică şi parodonțiul marginal trebuie să existe un raport de **protecție reciprocă, cel puțin de „respect reciproc".**

- Restaurârile protetice trebuie să stabilească un raport optim cu parodonțiul marginal de înveliş (refacerea contactului interdentar proximal şi al ambrazurilor, contururi coronare adecvate, plasarea supragingivală a marginilor protetice şi adaptare marginală precisă) şi cu parodonțiul de susținere (rapoarte ocluzale armonioase). Orice restaurare care nu respectâ aceste elemente morfologice poate avea un potențial iatrogen, inducând o patologie parodontală. Restaurârile incorecte încâ din momentul inserării declanşează o gamă variată de reacții negative: **gingivita de placă, parodontita adultului, trauma ocluzală** etc.

- Bilanțul negativ poate rezulta şi dintr-o relație inversă. Restaurarea va fi compromisâ dacă se inseră la un pacient cu o afectare a parodonțiului marginal, chiar dacă proteza este executată corect din punct de vedere tehnic. Pentru asigurarea unui prognostic favorabil al restaurărilor protetice este esențialâ evaluarea tuturor factorilor implicați m interacțiunea dintre dinte şi țesuturi. ***Este cea mai mare greşeală sâ se considere ca scop al protezăru confecționarea şi adaptarea unui dispozitiv mecanic,*** indiferent dacă este vorba de o restaurare unitară sau o proteză parțială fixâ. .; '• In toate restaurările protetice se vor urmări douâ obiective majore:

_ obținerea unor restaurări corecte din punct de vedere țehnic;

- obținerea unui ***râspuns biologic corect.***

Premizele unui râspuns biologic favorabil sunt cunoaşterea şi respectarea bioanatomiei structurilor parodontale, îndeosebi a şanțului gingival, a inserției epiteliale şi a spațiului interradicular. Restaurârile protetice trebuie să restabilească echilibml dintre formâ şi funcție care există m raporturile dintre dinții naturali şi aceste elemente ale parodonțiului marginal.

Orice plan de tratament trebuie să înceapă cu tratamentul parodontal. Abia dupa obținerea unor țesuturi sănătoase se trece la „fazele mecanice". Se impune această ordine, deoarece răspunsul tisular la procedurile de rutină nu este întotdeauna previzibil. Totuşi, un țesut sănătos are multiple rezerve de reparație, m timp ce un țesut inflamat, clinic sau subclinic, poate răspunde nefavorabil la multiplele traume mecanice, care adesea au ***efecte cumulative.***

în succesiunea fazelor clinice ale protezârii pot sâ aparâ următoarele traume mecanice (57, 10,61):

- In cursul preparării bontului cu instrumentar rotativ poate fi lezat epiteliul şanțului gingival, inserția epitelială, țesutul conjunctiv subepitelial. Evoluția leziuniidepinde de gradul de dilacerare a țesuturilor şi de starea parodonțiului. In caz de leziuni uşoare refacerea unui parodonțiu sănâtos este completă după 8-14 zile. în caz de leziuni care interesează fundul şanțului şi unele fibre conjunctive dento-gingivale, vindecarea se face cu retracție. Pentru a evita lezarea țesuturilor gingivale se va evita pătrunderea cu vârful instmmentului diamantat mai mult de 0,5 mm în şanțul gingival.Prepararea zonei terminale a bontului va urmări traiectul marginii gingiei libere, mai ales la nivelul suprafețelor proximale.

- Amprentarea cu materiale elastice presupune o pregătire prealabilă a şanțului gingival. Lârgirea temporară prin mijloace mecanice şi chimice poate duce la traumatizarea epiteliului intern.

- Protezarea provizorie va leza parodonțiul marginal dacă nu posedă margini supragingivale, foarte bine adaptate şi finisate. Se va evita supraconturarea suprafețelor axiale si a celor ocluzale. Ambrazurile proximale largi trebuie să permită accesul mijloacelor de igienizare.

- Cimentarea restaurării pe bont este o nouâ sursă de traumatisme. Efectul se poate prelungi dacă nu se îndepărtează cu meticulozitate toate resturile de ciment din şanțul gingival şi zona ambrazurilor.

Pentru a asigura o reactivitate optimă se impune un tratament parodontal preprotetic şi instmirea pacientului m vederea păstrării unei igiene bucale corecte.

In condițiile când gingia liberă este inflamată însăşi prepararea bontului, amprentarea, cimentarea sunt greu de realizat deoarece la cea mai mică atingere gingia inflamatâ sângerează.

După agregarea coroanei pot să aparâ noi surse de iritație:

- Marginile coroanei modifică distribuția obişnuită a plâcii bacteriene pe suprafața dintelui. Pe materialele din care se confecționează coroanele placa se fixează cu mai multâ uşurință decât pe suprafețele de smalț. însăşi igienizarea se face cu dificultate mai mare.

- Incidența parodontitelor, m cazul plasării marginilor coroanelor în şanțul gingival, se poate explica prin introducerea unor suprafețe mgoase pe care se agregă depozite bacteriene, țesuturi descuamate şi/sau necrozate.

Aliajele metalice, **RA** şi **RDC** din care se confectionează coroanele de inveliş, chiar şi când sunt bine lustruite, pot prezenta porozități si striațiuni microscopice, care actionează ca suprafete mgoase. Cu timpul aliajele metalice se pot coroda in mediul bucal. în urma procesului de coroziune se produce o degradare a suprafeței coroanei, apar porozități şi implicit mgozitatea creşte.

Cimenturile dentare, cu care se fixeazâ coroanele pe bont, oferă suprafețe rugoase adiționale. In cazul când nu existâ o coincidență între marginea coroanei şi zona terminală a bontului rămâne un strat de ciment a cărui porozitate creşte cu timpul, **toate cimenturile fiind solubile în salivâ.** în cazul când restaurarea nu acoperă toată zona cervicală a bontului preparat cu instmmente diamantate, rămân la acest nivel suprafețe mgoase.

Eliminarea completâ a incidenței mgozităților în zonajoncțională a coroanei este aproape imposibilă. Intinderea ei poate fi însă limitată printr-o acuratețe m toate fazele clinice şi tehnice ale protezării. Orice greşeală sau concesie va avea repercursiuni nefavorabile asupra parodonțiului marginal compromițând însuşi tratamentul protetic.

Controlul eficient al plâcii, la domiciliu, de către un pacient bine motivat §i vizitele de control periodic profesional sunt esențiale pentru conservarea pe termen lung a echilibrului delicat dintre restaurare şi țesuturile moi.

11.7.2. MORFOLOGIA DINȚILOR NATURALI

în conturarea suprafețelor axiale ale restaurărilor trebuie sase țină seama de morfologia coroanelor naturale. Modificarea unor curburi care sunt rezultatul unor adaptări şi selecții filogenetice poate avea consecințe asupra integrității parodonțiului marginal, a arcadelor dentare şi a raporturilor ocluzale.

Raporturile dintre dinți (restaurări) şi parodonțiu sunt influențate în principal de următorii factori:
~ ariile de contact interproximale;
- ambrazurile;
- contuml coronar al suprafețelor vestibulare în treimea cervicală şi a suprafețelor orale m treimea mijlocie;
- conturul mezial şi distal al joncțiunii smalț - cement;
- conturul de emergență;
- zona şanțului gingival;
- zona subsulculară.

11.7.2.1. ARIILE DE CONTACT INTERPROXIMALE ŞI AMBRAZURILE

• Ariile de contact interproximale

în limbajul uzual se foloseşte termenul de „punct de contact", deşi este evident că oricât de circumscris ar fi contactul interdentar al suprafețelor proximale, niciodată nu poate fi punctiform. Organizarea unităților dentare în arcade se realizează cu ajutorul ariilor de contact, asigurându-se astfel continuitatea.

Relațiile de contact interdentar împiedică impactul alimentar, prevenind astfel traumatizarea şi afectarea gingiei interdentare. în plus, contribuie la stabilizarea arcadei dentare şi dispersarea forțelor ocluzale.

Poziția ariei de contact:

- la nivelul incisivilor şi caninilor se găseşte în treimea incizală m plan frontal şi treimea vestibulară în plan sagital (fig. 11.69.a, fig. 11.70.-11.71.). La acelaşi dinte, pe fața mezială zona de contact este situată mai aproape de marginea incizală şi fața vestibulară decât pe fața distală.

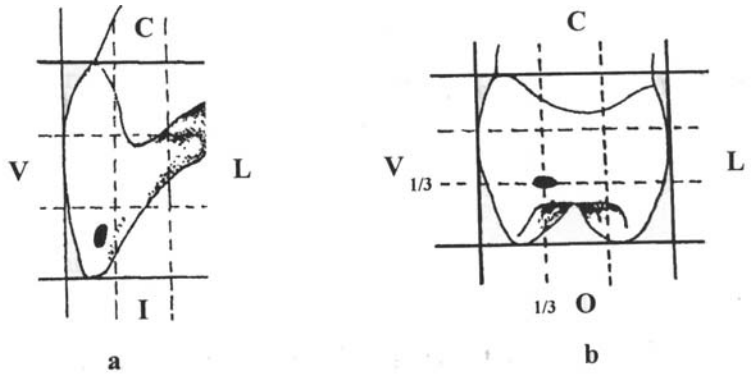


Fig. 11.69. Zonele de contact proximale la nivelul dinților frontali (a) şi laterali (b) vor fi plasate în treimea incizală (ocluzală) a coroanei şi vestibular de linia care uneşte fosetele centrale ale dinților laterali, cu excepția molarilor primi şi secunzi maxilari.

- la nivelul premolarilor şi molarilor în sens ocluzo-cervical, se găseşte la unirea treimii ocluzale cu treimea mijlocie, iar în sens vestibulo-oral la întâlnirea treimii vestibulare cu treimea mijlocie (fig. 11.69.b, fig. 11.70.-11.71.). Excepția de la regulă o constituie contactul dintre fața distală a primilor molari şi fața mezială a molarilor secunzi, care se face m ambele planuri în treimea mijlocie.

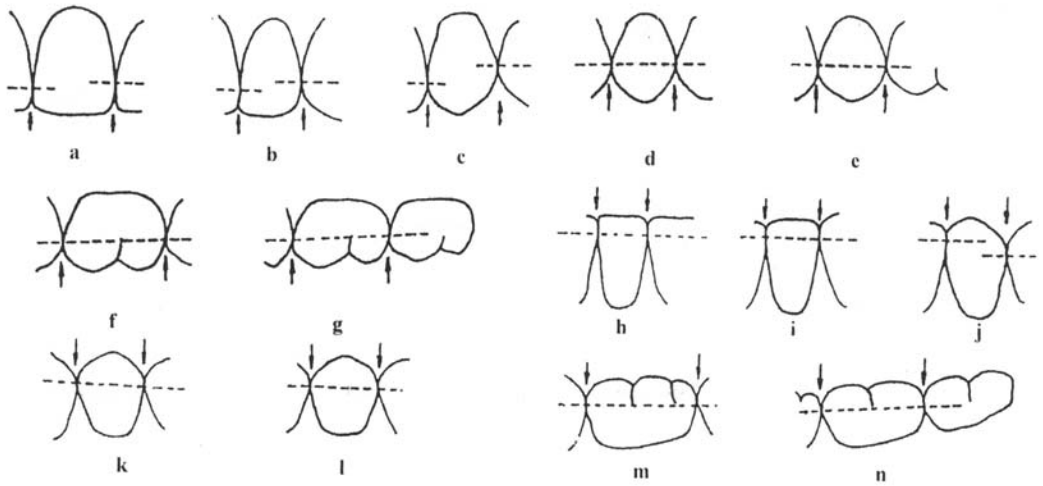


Fig. 11.70. Localizarea zonelor de contact proximale la arcada maxilarîi şi la cea mandibularâ în plan vertical: incisiv central şi lateral (a şi h);incisiv central, lateral şi canin (b şi i); incisiv latcral, canin şi primul premolar (c şij); canin şi premolari (d şi k);premolari şi primul molar (e şi I); premolar secund şi primii molari (fşi m); cei trei molari (g şi n).'în plan sagital, linia zonelor de contact interdentar este, în tinii mari, paralelă cu curba lui Spee.

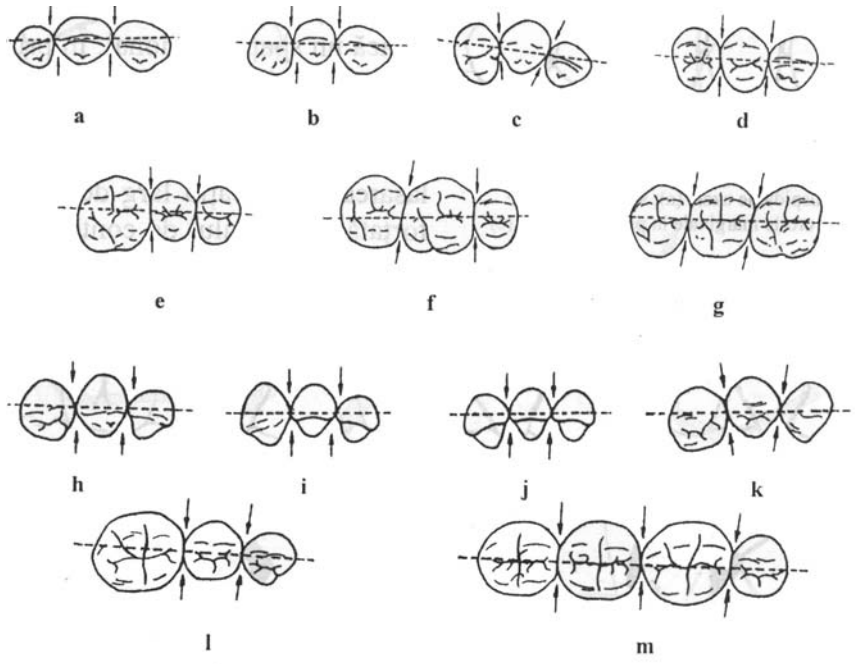


Fig. 11.71. Contact interdentar proximal la arcada dentarâ maxilară şi mandibulară în plan V-0: incisiv central şi lateral (a şi h); incisiv central, lateral şi canin (b şi i); incisiv lateral, canin şi primul premolar (c şij); canin şi premolari (d şi k); premolari şi primul molar (e şi 1);premolar secund şi primii molari (fşi m); cei trei molari (g şi m).

Una din cauzele frecvente ale *impactului alimentar* este nerefacerea corectă a zonei de contact interdentar. Impactul alimentar creazâ o senzaţie de disconfort prin presiunile exercitate asupra suprafeţelor proximale ale dinţilor sau asupra ţesuturilor moi interdentare. Tasarea mecanică a gingiei poate duce la ischemie, inflamaţie şi potenţial la necroze. Se poate produce şi desprinderea mecanică a gingiei de pe suprafaţa radiculară. Prezenţa continuâ a alimentelor în

spațiul interdentar favorizează dezvoltarea plăcii bacteriene, evoluția parodontitei adultului cu formarea de pungi parodontale, precum şi apariția de carii de smalț şi cement. Este favorizată apariția unei patologii specifice cunoscută în literatura de specialitate sub numele de *sindrom de sept* (33). Examenul clinic al unui pacient cu sindrom de sept evidențiază de obicei inflamație la nivelul papilelor, cu discrete sângerări, senzație de presiune, durere difuză iradiată în oasele maxilare (care uneori este atât de violentă încât trebuie facut diagnosticul diferențial cu o inflamație pulpară). în urma **„efectului de ic"** al impactului alimentar, contactul interdentar poate să dispară, prin migrarea dinților instalându-se o ocluzie traumatică. Impactul alimentar este favorizat de (fig. 11.72.):

- cuspizi plonjanți, care tasează alimentele m spațiul interdentar antagonist;
- tabla ocluzală turtită (plană), care nu favorizează dirijarea alimentelor în afara zonei de contact;
- nivel inegal al crestelor marginale adiacente, creasta marginală mai înalta orientând, ca un zid, alimentele între dinți;
- plasarea incorectă a zonei de contact m raport cu suprafețele vestibulare şi orale, prin derogări de la reperele anatomice;
- interferențe ocluzale care duc la distalizarea dintelui (de obicei ultimii molari) şi deschiderea spațiului interdentar.

Corectarea se face prin eliminarea cauzelor specifice. Nuanțată este atitudinea față de situațiile clinice când restaurările trebuie sâ refacâ un spațiu adițional. In principiu, impactul alimentar realizează cu mai multâ uşurință în caz de contacte laxe decât m caz de contacte deschise. Prin urmare mai profilactică este

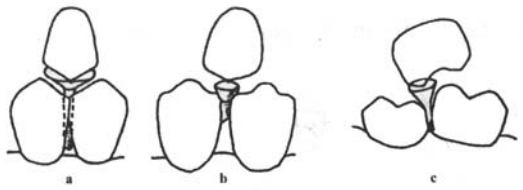


Fig. 11.72. Raportun interdentare care favonzează impactul alimentar: versante cuspidiene uzate (a); absența zonei de lăsarea Unui Spațiu larg deschis decât refacerea contact interdentar (b); creste marginale în planuri diferite (c) forțată a punctului de COntâCt pnntr-0 SUprafață

proximală supraconturată. Reamintim şi în acest capitol regulile lui Vest de refacere a zonelor de contact interdentar (fig. 11.73.).

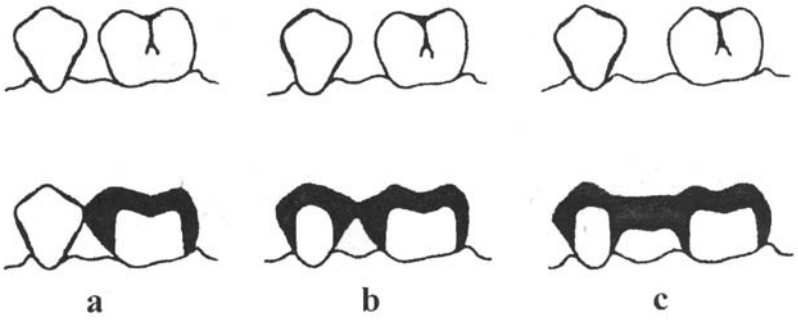


Fig. 11.73. Regulile lui Vest de refacere a zonei de contact interdentar: (a) Dacâ spațiul interdentar este mai mic de 2 mm, se aplică o protczâ unitară; (b) Dacă spațiul este cuprins între 2-4 mm se restaurează ambii dinți prin proteze fixe; (c) Un spațiu adițional mai mare de 4 mm se închide prin corpul unei proteze fixe.

• Ambrazurile

Rezultă din curburile adiacente ariilor de contact a doi dinți învecinați. Distingem ambrazuri vestibulare, orale şi ocluzale (incizale) şi cervicale, care înconjoară aria de contact.

Forma de ambrazură serveşte la evacuarea (scurgerea) alimentelor dinspre tabla ocluzală m cursul masticației; reprezintă o formă fiziologică de reducere a mărimii forțelor care acționează asupra dinților când consistența alimentelor este prea mare. A doua funcție este de a

preveni impactul alimentar vertical. Când ambrazurile dispar datoritâ uzurii dentare exagerate, mai ales la incisivi, alimentele sunt tasate în zona contactului interdentar, chiar m absența mobilității dinților.

Forma ambrazurilor reflectă forma şi alinierea dinților care contribuie la formarea lor:

- Ambrazurile vestibulare formează un unghi obtuz, m timp ce ambrazurile orale prezintă un unghi ascuțit.
- Ambrazurile ocluzale, delimitate de crestele marginale, formează un unghi deschis
- Ambrazurile cervicale, au formă triunghiulară şi oferă lâcaş papilei interdentare. Există unele variații legate de forma şi mărimea dinților care condiționează poziția artiei de contact interdentar.

Gingia interdentară este denumită impropriu papilă gingivală, deoarece în realitate există două papile: una vestibularâ şi alta orală care sunt unite printr-un col (fig. 11.74.). Papilele interdentare din zona anterioară a arcadelor dentare sunt fine şi efilate, pe când cele din zona canin-premolar sunt mai scurte şi mai largi. Papileie au un aspect rotunjit m regiunea molarilor.

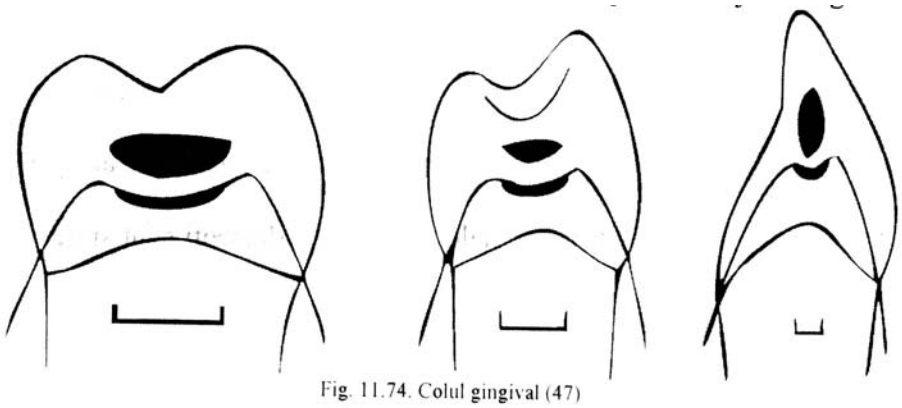


Fig. 11.74. Colul gingival (47)

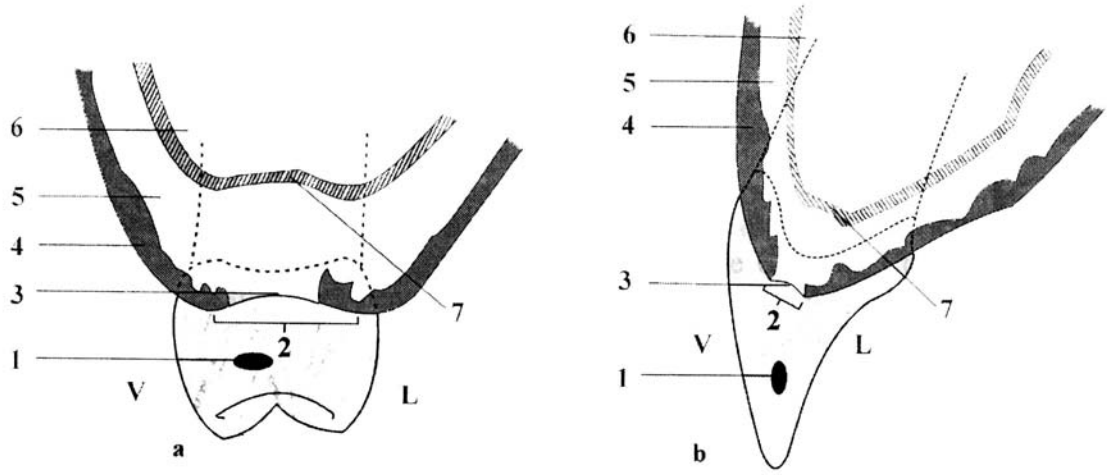


Fig. 11.75. Secțiune vestibulo-linguală prin colul gingival (1. Zona de contact interproximală; 2. Col epitelial; 3. Epiteliu necheratinizat sub zona de contact; 4. Epiteliu scuamos pluristratificat; 5. Fibre conjunctive; 6. Os alveolar; 7. Creastă osoasâ interproximală)(a). Cu cât aria de contact este mai întinsâ şi mai aproape de limita cervicală, colul este mai concav; (b). Cu cât aria de contact este mai micâ şi mai aproape de incizal (respectiv ocluzal), colul devine mai plat sau uşor convex (48)

Morfologia colului gingival variază, m principal, m funcție de grosimea osului alveolar şi distanța care separă țesuturile gingivale de zona de contact proximală. La nivelul dinților cuspidați, în absența proceselor de alveoliză, colul prezintă o concavitate importantă (fig. 11.75.a), m timp ce la dinții frontali el este slab reprezentat, lăsând loc unei morfologii plate, uşor convexe (fig 11.75.b). Trebuie subliniat că **structura histologică a colului. este un**

epiteliu necheratinizat şi prin urmare mai sensibil la traumele mecanice şi acţiunea plăcii bacteriene.

Funcţionalitatea ambrazurilor este legată de simetricitatea componentelor morfologice (legea simetriei ambrazurilor):

- la nivelul ambrazurilor ocluzale crestele marginale a doi dinţi adiacenţi se situează la acelaşi nivel în sens ocluzo-cervical, prezintâ o curbură simetrică în sens vestibulo-oral, iar versantele lor exteme prezintă ceeaşi înclinare (fig. 11.77.)

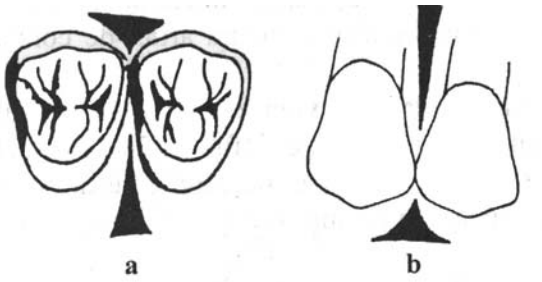


Fig. 11.76. Conturul ambrazurilor în plan vestibulo-oral (a) şi în plan vertical (b).

Fig. 11.77. Simetria ambrazurilor ocluzale

- liniile cervicale a două feţe proximale învecinate se găsesc la acelaşi nivel m sens ocluzo - cervical (fig. 11.78.)

- liniile de tranziţie vestibulare şi linguale a doi dinţi adiacenţi sunt simetrice atât m plan orizontal, cât şi vertical (fig. 11.79.).

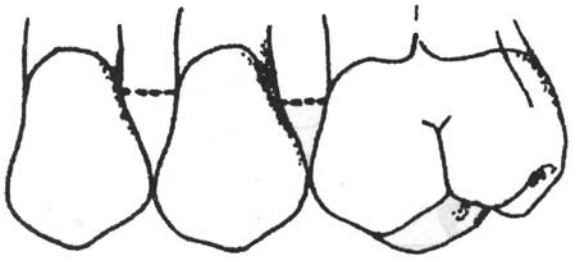


Fig. 11.78. Simetria liniilor cervicale ale suprafeţelor

Fig 11.79. Simetria liniilor de tranziţie la nivelul suprafeţelor dinţilor învecinaţi

Ambrazurile fiind organizate morfologic conform unor reguli de simetrie, bolul alimentar se scurge de o parte şi alta a zonei de contact, pe feţele vestibulare şi orale ale papilei interdentare, cu o energie cinetică descrescândă. Absenţa simetriei introduce noi planuri de alunecare ce pot fi nocive pentru parodonţiu.

11.7.2.2. CONTURURILE FIZIOLOGICE ALE SUPRAFEȚELOR CORONARE VESTIBULARE ŞI ORALE

Coroanele anatomice ale tuturor dinților naturali prezintă curburi axiale localizate în treimea cervicală sau medie a suprafețelor vestibulare şi orale. Semnificația fiziologică a acestor curburi nu este complet elucidatâ. Concepțiile legate de funcționalitatea lor se conturează în teorii (vezi „contuml coroanei protetice"), care reflectă doar etape m cunoaştere. Indiferent dacă teoriile care caută să explice relația dintre formă şi funcție sunt valabile sau nu, importanța curburilor, care apar ca nişte constante anatomice, nu poate fi pusă sub semnul întrebării.

Restaurările protetice trebuie să țină seama de constantele anatomice, variațiile clinice fiind sugerate de dinții învecinați sau omologi.

Când dintele are o poziție modificată m arcadă este evident că şi raportul dintre curbură şi parodonțiul marginal este modificat, punând sub semnul întrebării eficiența funcțională a convexităților maxime.

Când axul lung al dinților se găseşte în pozitie verticală, se pot descrie următoarele date (fig.11.80.):

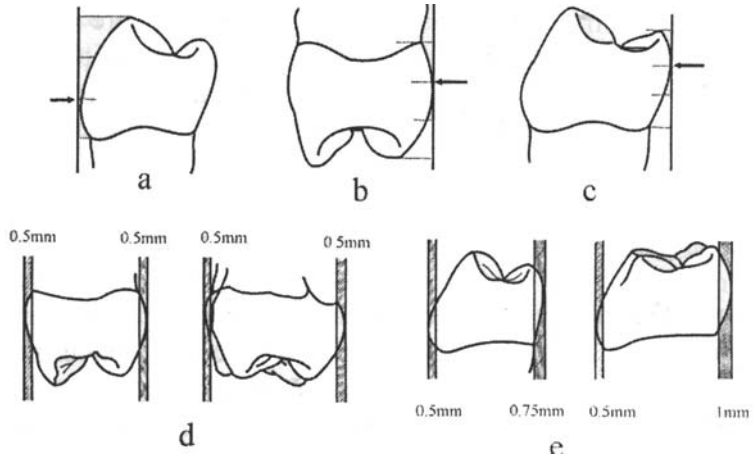


Fig. 11.80. Zonele de convexitate maximâ la nivelul suprafețelor vestibulare (a), la nivelul suprafețelor palatinale (b), la nivelul suprafețelor linguale (c); mărimea medie a convexitâților (d); valori limită la nivelul suprafețelor linguale ale dinților laterali inferiori (e).

- Curbura suprafețelor vestibulare şi palatinale la dinții maxilari şi a suprafețelor vestibulare la dinții mandibulari prezintă o cifră medie de 0,5 mm. Convexitatea maximă, raportată lajonctiunea smalț - cement se gâseşte la unirea treimii cervicale cu treimea medie.

- Curbura suprafețelor linguale ale dinților laterali mandibulari este de aproximativ 1 mm. Convexitatea maximă se găseşte în treimea medie (la unirea cu treimea ocluzală) şi nu m treimea cervicală, ca la celelalte fețe. Uneori curburile palatinale ale dinților laterali maxilari prezintă caracteristici similare.

- Dinții frontali mandibulari prezintă curburi ale suprafețelor coronare care sunt, de obicei, mai mici de 0,5 mm, uneori abia se pot distinge. Caninii inferiori prezintâ curburi cu ceva mai mari decât incisivii.

Unele particularitâți morfologice ale parodonțiului de înveliş sunt legate de forma dinților. Se **descriu două tipuri majore de morfologie parodontală: subțire-festonată şi groasâ-turtită.**

Parodonțiul ***subțire*** prezintă şi un os subiacent mai subțire, cu frecvente dehiscențe şi fenestrâri. Gingia aderentă adesea se întmde pe o suprafață redusă. Marginea gingivală este festonată din cauza formei îngustate a dintelui. Papila interdentară nu ajunge pânâ la punctul de

contact interdentar. Suprafețele dentare vestibulare şi orale sunt turtite, convexitâțile din treimea **de** colet sunt reduse. ***Acest tip de parodonțiu este susceptibil la retracție în caz de insulte mecanice.***

Parodonțiul ***gros-turtit*** este format dm țesut mai gros şi zone mai largi de gingie aderentâ. Trecerea de la papilă la gingia liberă este mai puțin abmptă. Fața vestibulară a dintelui are o formă mai pătratâ, zonele de contact interdentar sunt mai late şi sunt situate înspre apical, cuspizii sunt mai turtiți şi convexitătile cervicale mai pronunțate. ***Acest tip de parodonțiu tinde să râspundâ la insulte mecanice prin formarea depungi.***

Există un raport între grosimea marginii gingiei vestibulare şi convexitatea treimii cervicale a dinților. Se realizează astfel o continuitate a profilului țesuturilor dure şi moi descrisă ca o armonie fiziologică a formei. Pe această cale alimentele sunt deflectate deasupra gingiei şi nu impactate în şanțul gingival. Se realizează o „stimulare" a gingiei farâ a se produce efectul nociv al impactului alimentar (fig. 11.81.).

Morfologia parodonțiului este consti-tuțională şi nu poate fi modificată prin schimbarea formei dintelui sau prin reconturare osoasă. Osul alveolar şi gingia se conformează unei arhitectonici care este produsul mărimii şi fonnei dinților şi poziției alveolei. De exemplu un dinte vestibularizat va prezenta un contur gingival subțire şi festonat.

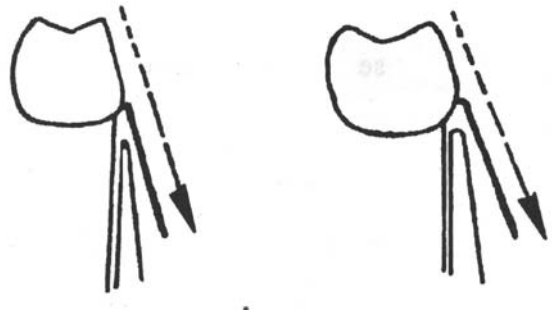


Fig. 11.81. Corelația dintre convexitatea suprafeței dentare şigrosimea gingiei libere

Modificâri în relațiile dintre suprafețele coronare şi gingie, prin modificarea contuml axial m parodonțiu. S-a demonstrat (cu restauran) pot să ducă la modificăn distructive

experimental că restaurările supraconturate (curbura axialâ exagerată) au drept rezultat inflamația şi hiperplazia gingivală, decelabile clinic şi histologic. Aceleaşi experimente au dovedit că infraconturarea se asociază cu menținerea stării de sănătate a gingiei. Fenomenul se explică prin îngreunarea îndepârtării mecanice a plăcii dentare de pe suprafața ce se află sub convexitățile supraconturate (fig. 11.82.)

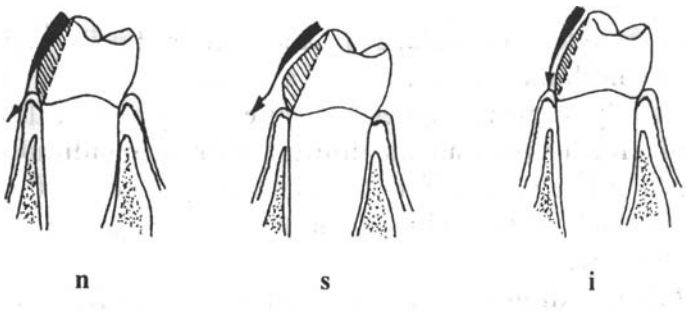


Fig. 11.82. Convexități axiale: n = normale, s = supraconturate, i = infraconturate

Boala parodontală având şi o componentă microbiană, factorii care favorizează acumularea plăcii bacteriene prin promovarea dezvoltării ei sau împiedicarea îndepărtării acesteia, contribuie la inițierea şi progresia procesului inflamator morbid.

Cel mai adesea se apreciază greşit curburile de la nivelul suprafețelor vestibulare ale dinților laterali mandibulari, al suprafețelor palatinale ale lateralilor maxilari şi suprafețelor orale ale caninilor. Eroarea pomeşte de la iluzia optică creată de curbarea bmscă a conturului dinspre

linia cervicală spre suprafața ocluzală sau incizală. La nivelul caninului iluzia optică este favorizată şi de dezvoltarea masivâ a cingulumului.

în conturarea suprafețelor vestibulare şi orale extremele trebuie evitate. Dintre două rele conturarea excesivâ pare sâ fie mai periculoasă. In limitele unor contururi anatomice, pentru sănâtatea parodontalâ este de mai mare importanță adaptarea marginală şi igiena bucală decât protecția conferită de curburi.

Conturarea exagerată a restaurărilor este de obicei consecința unui întreg şir de factori. In primul rând o preparare insuficientă a bontului. Tehnicianul dentar va da prioritate aspectului estetic, considerând câ grosimea materialului de placare **(RA, RDC,** ceramicâ) este mai importantâ decât încadrarea într-un contur axial adecvat. Ciclul este închis tot de către medic, care acceptâ să insere în cavitatea bucală o restaurare supraconturată.

Astfel de situații pot sâ apară şi m cazul m care se urmăreşte o „repoziționare" protetică a dinților aflați m malpoziție, fară redresare ortodontică prealabilă. Relația fiziologică care se stabileşte între astfel de dinți şi parodonțiul de înveliş este destrămată, instalarea inflamației parodontale fiind frecventă.

Când zona furcațiilor este descoperită, chiar un contur coronar normal poate fi un impediment pentru controlul plăcii. Restaurările m această zonă trebuie să fie canelate, pentm a reduce conturul natural al dintelui. In cazul m care clinicianul nu va restaura această zonă cu o infraconturare intenționată, va rezulta o restaurare supraconturată. Se impune deci o preparare a bontului care să permită, privind din plan ocluzal, vizualizarea şanțului gingival pe toată circumferința dintelui şi mai ales în zona furcației. Restaurarea va trebui să permită acces m zonele sulculare, pentru îndepărtarea plăcii dentare. Cunoaşterea anatomiei rădăcinilor este premiza unei conturări corecte a bontului.

Aceleaşi reguli se aplicâ şi m cazul amputațiilor radiculare la molari.

Reacțiile tisulare sunt asemănătoare, indiferent de tipul parodontal, subțire sau gros. Ultimele pot fi însă mai dramatice. Ele sunt de tip inflamator şi sunt, de obicei, reversibile în aproximativ două săptămâni, dacă se schimbă conturul restaurării.

în concluzie, restaurările care interesează coroana dintelui vor fi mai degrabâ teşite decât bombate, **contururile axiale infraconturate fiind mai puțin susceptibile să provoace reacții gingivale decâtcele supraconturate.**

La dinții care prezintă furcatiile dezvelite sau amputații radiculare, restaurările vor fî conturate m aşa fel încât să nu împiedice accesul la şanțul gingival în vederea controlului plăcii dentare.

Problemele legate de conturul coronar vor fi apreciate judicios în cazul* repoziționării protetice a dinților şi în cazul restaurărilor cu agregare adezivă.

11.7.2.3. CONTURUL MEZIAL ŞI DISTAL AL JONCȚIUNII SMALȚ-CEMENT

Aceste contumri au o importanțâ deosebită datorită raporturilor pe care le au cu inserția epitelială. Aceasta din urmâ, urmează curbura descrisâ de linia cervicală chiar şi în faza m care se găseşte pe smalț.

Curbura liniei cervicale la nivelul suprafețelor distale este cu aproximativ 1 mm mai redusă decât la nivelul suprafeței meziale. Linia cervicală cu cea mai mare curbură se găseşte la nivelul feței meziale a incisivilor centrali. De exemplu dacă ea este de 3,5 mm pe fața mezială, la nivelul feței distale va fi de 2,5 mm (fig. 11.83.).

în general, curburile cervicale la dinţii frontali sunt mai mari decât la dinţii laterali. Faţa distală a caninilor având funcţia dinţilor laterali, curbura liniei cervicale este în medie doar de 1-1,5 mm. Premolarii şi molarii au curburi egale, reduse la circa Imm pe feţele meziale şi absente sau chiar „ negative " pe feţele distale (fîg. 11.84).

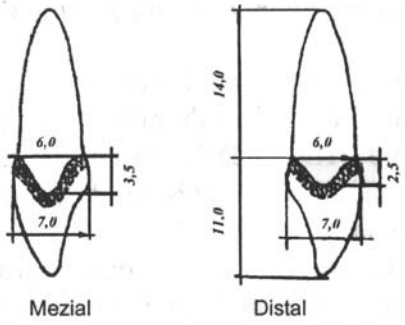


Fig. 11.83. Convexitatea liniei dejoncţiune dintre smalţ şi cement la un incisiv central superior. Pe faţa mezială este mai pronunţatâ decât pe faţa distală. Zona haşurată reprezintă inserţia epitelială pe smalţ.

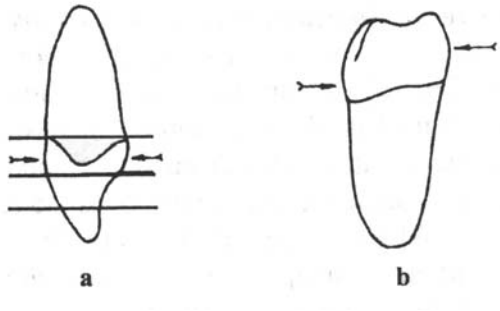


Fig. 11.84. Reprezentare schematica a zonelor cervicale: a. la nivelul incisivilor superiori; b. la nivelul molarilor inferiori.

In cursul preparării bonturilor şi a adaptării cervicale a restaurărilor există riscul lezării inserţiei epiteliale dacă nu se ţine cont de raporturile pe care aceasta le are cu curburile cervicale. Acest risc este cu mult mai mare la dinţii frontali decât la cei laterali, la care curburile ,sunt mai puţincritice.

11.7.2.4. ZONA ŞANŢULUI GINGIVAL

Zona sanţului gingival este trecută m fmntea obiectivelor parodontale, deoarece sulcusul reprezintă m ultimă instanţâ sinteza dintre cerinţele biologice şi necesitâţile mecanice.

Şanţul gingivo-dentar este o depresiune în formă de „V" situat m juml coletului dentar, fiind delimitat pe de o parte de dinte, de cealaltâ parte de suprafaţa intemâ a gingiei libere, iar apical de inserţia epitelială (fig. 11.85.). Adâncimea şanţului este variabilă, fiind de aproximativ 0,5-1,5 mm. După Gargiulo şi colab (19) adâncimea medie a şanţului gingival este de 0,69 mm . După alţi autori ea are valori mai mari.

în şanţul gingival se filtrează dinspre corion fluidul sulcular care are următoarele funcţii:

- curăţă şanţul gingival de impuritâţile ce se filtrează la acest nivel;
- consolidează ataşamentul epitelial prin proteinele adezive;
- asigură apărarea locală prin conţinutul m imunoglobuline şi anticorpi specifici antimicrobieni.

Plasarea marginilor restaurârii în şanţul gingival este indicată în următoarele circumstanţe:

- înlocuirea sau acoperirea unei restaurări intratisulare existente (de exemplu o obturaţie);
- m caz de carie sau fractură m zona sulcularâ;
- pentru îmbunătăţirea formei de retenţie a bontului coronar;
- pentru a asigura un contur coronar mai favorabil la dinţii cu furcaţhle dezvelite sau cu amputaţii radiculare;

când considerente de ordin estetic impun ca margimle restaurării sâ fie mascate de gingie.

în evaluarea indicaţiilor de mai sus nu trebuie uitat nici un moment că marginile restaurănlor plasate m şanţul gingival sunt incriminate ca un factor etiologic favorizant al parodontitelor marginale cronice evolutive. Modificările parodontale au fost apreciate cu ajutorul mdicilor de placâ, al indicilor gingivali şi prm măsurarea adâncimii pungilor parodontale. Rezultatele obţmute de diverşi autori converg m apreciere câ cele mai multe modificâri parodontale sunt legate de situarea marginilor protetice m şanţul gingival, iar cele mai puţine apar în cazul marginilor plasate supragingival. 0 situaţie intermediarâ a fost descrisă în cazul plasării marginilor restaurârii la nivelul crestei gingiei libere.

Intr-un studiu amplu au fost analizate 546 de restaurări la 268 pacienţi. Inflamaţia gingivală a apărut la 83% dintre restaurările cu margini subgingivale, dar lanumai 21% dintre protezele cu margini plasate la nivelulcrestei gingivale sau supragingival. Un alt autor a observatcă dinţii restauraţi prin coroane de înveliş au prezentat depozite moi mai abundente, o gingivită mai gravâ şi oadâncime mai mare a pungilor parodontale decât dintii cucoroane parţiale. Studii pe câini şi pe maimuţe auconcluzionat câ inflamaţia gingivală a apârut m majoritateacazurilor cu margini subgingivale ale restaurării . Inflamatias-a datorat unui deficit de adaptare marginală. într-un studiuasemănător, au fost examinate 357 proteze partiale fixe şi s-a observat că marginile subgingivale dau naştere unor reactiipenodontale mai puţin favorabile decât margini'le supragingivale sau cele plasate la nivelul crestei gingivale

Marginile care pătmnd până m apropierea inserţiei epiteliale au fost mai nocive decât cele aflate la distanţă de aceasta. Pe lângâ localizare, un factor critic'este şi adaptarea marginalâ şi fmisarea marginilor

Unii autori consideră aceste atribute mai importante chiar decât nivelul de localizare a mannnilor in raport cu şanţul gingival.

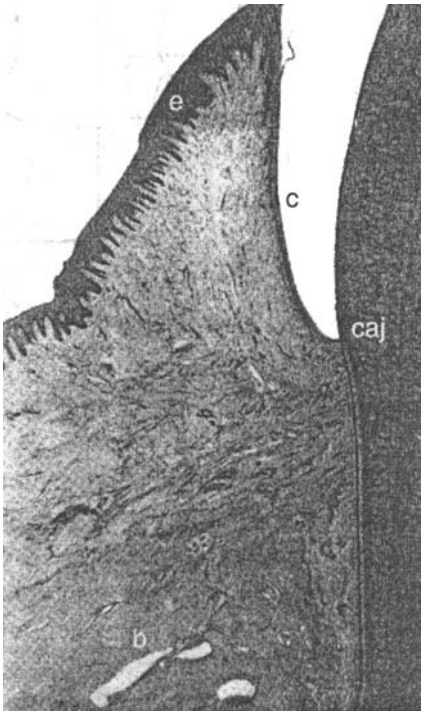


Fig. 11.85. Secţiune histologicâ prin parodonţiul marginal. e = epiteliul superficial, c = epiteliul sulcularJca =joncţiunea ceinento-anielara, b = os alveolar.

Potenţialul patogen al zonelor retentive rezultate m urma adaptarii incorecte - **efect de balcon** şi a fimsarii insuficiente rezidă în transformarea zonei într-o nişă ecologică S-au descns m expenmente efectuate pe voluntari modificări calitative m ecosistemul plăcii bacteriene După iy-27 saptamam, flora gram pozitivă caracteristică stării de sănătate a deviat spre flora anaerobâ gram negativa, implicatâ m evoluţia parodontitei. înlocuirea restaurărilor deficitare cu altele corect adaptate, a condus la revenirea florei plăcii la situatia initială.

Pericolul acestor deficienţe în adaptarea marginală, dm care unele sunt greu de evitat rezida m faptul că ele pot fi atât de reduse încât nu pot fi detectate clinic, dar sunt suficient de man (10-50 ^) pentru retenţia plăcii bacteriene.

Atitudinea cea mai pmdentă, recomandată de Newcomb (37), este de a evita pe cât posibil plasarea marginilor coroanei m şanţul gingival. Când situaţia nu poate fi evitată, cu cât va

h mai redusa adancimea penetrârii coroanei sub marginile gmgivale, cu atât va fi mai redus şi raspunsul mflamator.

Plasarea marginilor restaurârii protetice m raport cu şanţul gingival impune prezenta unei gmgn marginale sănătoase şi cunoaşterea morfologiei şanţului gingival.

Când se prepară un bont pentru o restaurare intrasulculară, morfologia sulculară, coronar de zona preparării, va depinde de localizarea anatomică a marginii gingivale (fig. 11.86.):

- Când creasta gingiei libere se află adiacent smalțului, șanțul gingival va fi mai larg.
- Când creasta gingiei libere se află la nivelul rădăcinii anatomice, șanțul va fi mai îngust.

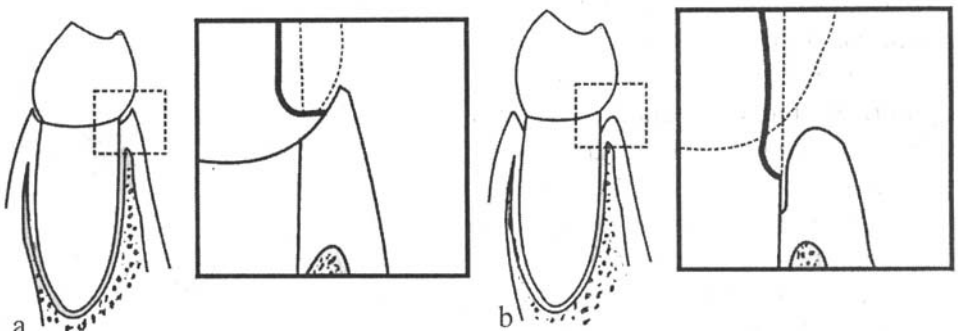


Fig. 11.86. Variații ale morfologiei șanțului gingival: marginea gingiei libere este situată la nivelul smalțului (a);marginea gingiei libere este la nivelul rădăcinii, în cazul unei coroane clinice mai lungi (b).

Este important să se păstreze morfologia sulculară originală prin conturul intrasulcular al restaurării.

Supraconturarea intrasulculară este o consecință a insuficientei șlefuiri reducționale a dintelui sau a unei restaurări prea voluminoase. Ultima situație se întâlnește la CM, când marginea metalică este acoperită de **RA** sau **RDC.** Marginea gingivală va fi îndepărtată mecanic, contuml va fi bombat și neregulat, situat mai apical decât la dinții învecinați. Adesea culoarea rămâne m limite normale - cel puțin cât suprafața placajului se păstrează netedă și lucioasă.

Infraconturarea în zona sulculară apare m cazul când marginile restaurării nu ajung la nivelul zonei terminale a bontului. Cauzele pot fi o amprentare greșită, neadaptarea completă a restaurării pe bont, scurtarea m timpul prelucrării. Gingia marginală se prăbușește m spațiul creat din lipsă de contur, țesutul gingival se va inflama, va deveni friabil, va sângera, adâncimea șanțului gingival va crește. Conturul gingival va avea o localizare mai coronară decât la dinții adiacenți.

în concluzie, marginile intrasulculare acționează ca o sabie cu două tăișuri: pe de o parte favorizează dezvoltarea florei microbiene parodontogene, pe de altă parte împiedică accesul pentru îndepărtarea mecanică a plăcii bacteriene.

Când se impune plasarea marginilor restaurării în șanțul gingival, trebuie să se asigure o excelentă adaptare marginală și finisare a marginilor, precum și contumri intrasulculare care să reflecte morfologia șanțului gingival. Condițiile enunțate sunt hotărâtoare pentru păstrarea sănătății parodontale.

11.7.2.5. ZONA SUBSULCULARA

Zona de joncțiune dento-gingivală cuprinsâ între fundul șanțului gingival și creasta osului alveolar este descrisă ca **spațiu biologic.** Include epiteliuljoncțional și complexul supra-alveolar de fibre care acoperă creasta'osului alveolar.

în anul 1961 Gargiulo a relatat că **inserția epitelială se face pe o distanța medie de 0,97 mm** (cu limite de 0,71-1,35 mm), iar **ataşamentul conjunctiv pe o lungime medie de 1,07 mm**

(1,06-1,08 mm) (fig. 11.87.). **Prin urmare lăţimea medie a spaţiului biologic este de aproximativ 2,04 mm.** (fig. 11.87.).

Spaţiul biologic reprezintâ o constantă a tuturor dinţilor cu un parodonţiu sănătos.

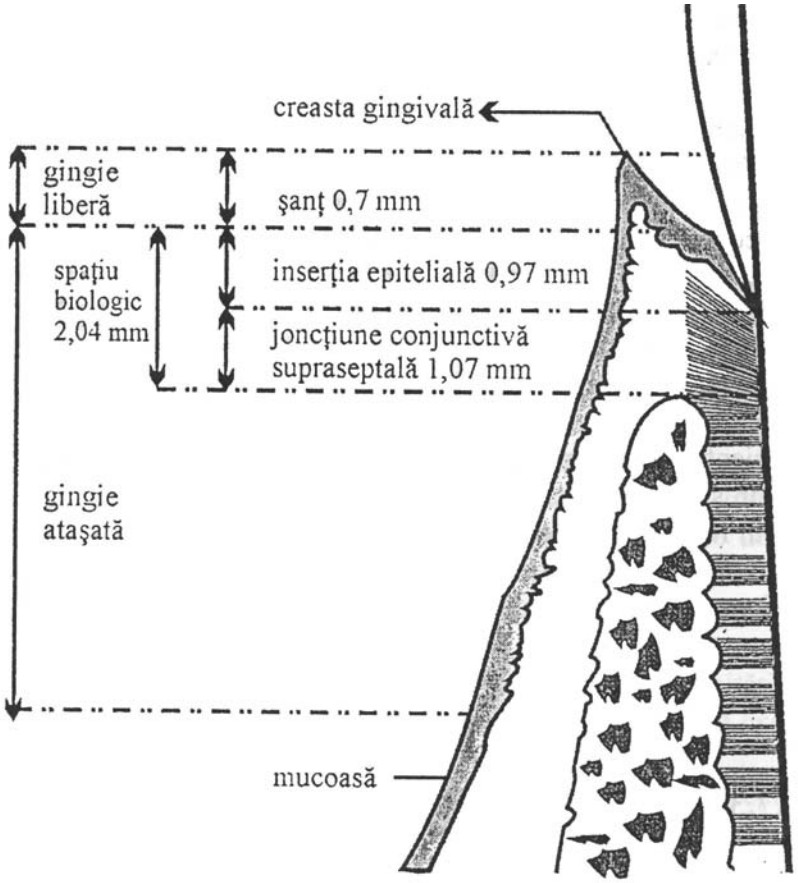


Fig. 11.87. Spaţiul biologic descris de Gargiulo (48)

Similar morfologiei parodontale, dimensiunea zonei subsulculare se consideră biologic determinată. Invadarea acestui spaţiu atrage după sine un răspuns inflamator din partea parodonţiului m vederea restabilirii distanţei biologice dintre corpul străin, reprezentat de marginea coroanei şi creasta osului alveolar**.**

Pătmnderea plăcii şi a produşilor ei de metabolism, în spaţiul subsulcular a fost demonstrată de către Waerhang pe dinţi extraşi. Este evident că dacâ marginea protezei pătrunde m zona subsulcularâ, se crează o nişă de retenţie a plăcii m spaţiul biologic al joncţiunii dento-gingivale. Reacţia va fi de râspuns la placa dentară.

Râspunsul la extinderea marginilor restaurării în spaţiul biologic depinde de (16, 20):

- Numărul, densitatea şi direcţia fibrelor conjunctive interdentare dispuse coronar de creasta osoasâ;
- Densitatea trabeculelor din osul adiacent;
- Localizarea vaselor sanguine, m special m ceea ce priveşte emergenţa lor de la nivelul crestei osoase;
- Interacţiunea imunologică individuală a organismului gazdă cu bacteriile. Invadarea spaţiului biologic nu este compatibil cu starea de sănătate parodontalâ.

Manifestârile clinice ale pâtmnderii în spaţiul subsulcular m cursul protezărilor fixe se referă la:

- inflamaţie gingivalâ persistentâ, deşi controlul plâcii dentare se face corect;
- sensibilitatea dureroasă a gingiei la stimuli mecanici;
- retracţie gingivală, ca reacţie de reconturare m caz de parodonţiu subţire-festonat;
- formare de pungi, ca reacţie de reconturare în caz de parodonţiu gros-turtit. Sunt unele situaţi clinice care favorizează această violare a spaţiului subsulcular:
- prelungirea marginii restaurării pentru a acoperi o obturaţie care se întinde în şanţul gingival;
- prepararea subgingivală a bontului, pentru a obţine o lungime necesară pentru retenţie m caz de coroană clinicâ scurtâ, de fractură subgingivală sau evoluţie a unei carii sub marginea gingivală;
- în caz de contur festonat al marginii gingivale, în zonele proximale nivelul inserţiei epiteliale este cu mult mai înalt decât în dreptul suprafeţelor vestibulare si orale;

Dacă în cursul preparârii nu se urmăreşte acest contur, există riscul ca marginea restaurării să pătmndă în zonele subsulculare la nivelul suprafeţelor proximale.

- tehnicile de lârgire temporarâ a şanţului gingival în vederea amprentării prezintâ un potenţial patogen dacă nu sunt folosite corect.

Cea mai eficientă cale de prevenire a afectârii zonei subsulculare este evitarea plasârii marginilor coroanei m şanţul gingival. Se va acorda o atenţie deosebită menajării zonei m cursul preparării bontului, m fazele amprentării. La nevoie se recurge la tehnici chimrgicale de alungire a coroanei clinice, obţinându-se pe această cale o retenţie mai bună, proporţii acceptabile pentru estetică, spaţiu suplimentar pentru ambrazura gingivală.

11.7.3. CONTURUL RESTAURARII PROTETICE

În decursul anilor s-au formulat trei teorii mai importante cu privire la modalitatea în care trebuie conturate restaurârile protetice:

1. Teoria protecţiei gingivale;
2. Teoria acţiunilor musculare;
3. Teoria accesului pentru igienâ bucală.

Dintre acestea, concepţia gingivo-protectoare este cea mai veche, cea mai dominatoare, care a pătmns m practica clinică prin intermediul manualelor de anatomie, parodontologie, deşi nu a fost demonstrată ştiinţific. Teoria acţiunilor musculare posedă şi ea doar valoare istorică.

1. Teoria protecţiei gingivale pledează pentru conturarea suprafeţelor vestibulare şi orale a restaurărilor astfel încât să protejeze marginile gingivale de traumele mecanice din timpul masticaţiei.

Pomind de la premisa protecţiei gingivale pe care o oferă conturul coroanei dinţilor naturali, unii clinicieni şi tehnicieni dentari au mers mai departe, convenind: **„cu cât mai mult, cu atât mai bine".** Şi astfel au început să domine restaurările protetice supraconturate.

Teoria protecţiei gingivale se bazează pe trei mecanisme de acţiune:

- Protecţia marginilor gingivale („Convexitâţile protectoare");
- Stimularea gingivală;
- Contururi de autocurăţire.

Protecția marginilor gingivale. **Conceptul „convexităților protectoare"** postulează câ suprafețele axiale vestibulare şi orale ale dinților care prezintă o convexitate în regiunea cervicală protejează gingia marginală de impactul bolului alimentar. Infraconturarea coroanei clinice va duce, m cursul masticației, la deflectarea alimentelor pe crestele gmgivale, tasarea lor m şanțul gingival şi declanşarea pe această cale a unei gingivite. Această concepție face o analogie între impactul alimentar interdentar şi un posibil impact intrasulcular. **Teoria nu mai este valabilă.** Astăzi se pomeşte de la ideea că principalul factor etiologic al gingivitei este placa bacteriană (Loe). Incidența etiologiei traumatice m evoluția parodontopatiei este însâ mai redusă. De aceea trebuie evitat orice contur coronar exagerat care favorizează retenția plăcii bacteriene.

Cercetări experimentale şi observații clinice au permis să se tragă concluzia că zona gingivală subiacentă unor convexități ale restaurării este inflamată, în timp ce în dreptul unor contumri normale nu prezintâ modificări. De obicei nu se observă inflamații gingivale nici m dreptul bonturilor preparate, cu condiția să nu prezinte hiperestezie dentinară, care sâ împiedice periajul corect. Legat de contuml restaurării, foarte sugestivă este afirmația lui Schluger si colab. (37): „... **aşa - numita convexitate cervicală protectoare care, ipotetic, protejează şanțul gingival, nu protejează nimic altceva decât placa microbiană".**

Conceptele care se referă la conturarea restaurării protetice trebuie privite printr-o perspectivă istorică. Coroanele de înveliş s-au confecționat încă înainte de a se cunoaşte rolul etiologic al plăcii dentare m parodontopatiL Principiile de conturare şi plasare a marginilor s-au menținut independent de cunoştințele actuale asupra parodontopatiilor, continuând sâ fie aplicate înpractica clinică.

Se pot formula şi alte argumente care contrazic concepția „convexităților protectoare":

- consistența alimentelor şi mârimea forțelor de masticație nu crează premize fizice pentru impact alimentar intrasulcular;

- față de alimentele dure protecția se realizează cu ajutoml proprioceptorilor;

- la dinții naturali maximumul de convexitate este de 0,5 mm, deci insuficientă pentm o protejare în sensul teoriei;

- la bonturi cu suprafețe planc, nu apare impact şi gingivitâ;

- la animale convexitatea este subgingivală;

- gingia are fibre supraalveolare care asigură un contact ferm cu suprafețele dentare;

- în cursul masticației bolul alimentar este direcționat de muşchi şi rareori ajunge sub treimea ocluzală a coroanei;

- dinții temporari nu posedă convexități protectoare şi cu toate acestea nu s-au observat efecte nocive la nivel gingival;

- fluidul sulcular are capacitatea să elimine corpii străini care au pătruns în şanțul gingival.

în coiicluzie, nu există dovezi care să susțină existența unui contur coronar care să protejeze marginile gingiei. Condiția esențială pentru realizarea unor mecanisme „autoprotectoare " este menținerea stării de sănătate a parodonțiului marginal.

Stimularea gingivalâ. Conform acestei concepții m cursul masticației bolul alimentar stimulează suprafața gingivalâ provocând o keratinizare crescută a epiteliului şi asigurând pe această cale o protecție mai bună față de parodontopatii.

Afirmația este contestată de numeroşi autori, deoarece marginea gingivală nu se găseşte pe itinerarul de deflectare a bolului alimentar. Cu alte cuvinte, sănătatea gingivală nu poate fi legată de actul masticației.

Contururile de autocurâțire. în cursul masticației alimentele curăță suprafețele dentare de care se freacă. într-adevăr pe unele suprafețe vestibulare şi orale nu se acumulează placă dentară, chiar în absența igienei. Acestea sunt însă suprafețele din apropierea treimii ocluzale a coroanei, nu cele aflate m vecinătatea gingiei. Masticația nu reuşeşte să îndepărteze placa dentară din zonele gingivale ale dinților. Nu există un contur coronar care să asigure autocurățirea la acest nivel.

2. Teoria acțiunii musculare

Morris (37) a fost printre primii care a pus sub semnul întrebârii argumentele care stau la baza teoriei protecției gingivale. Supraconturarea ar împiedica acțiunea normală a musculaturii de curățire a treimii cervicale a suprafețelor dentare şi favorizează stagnarea alimentelor în şanțul gingival supraprotejat. Lindhe şi colab. (37) au contestat teoria acțiunii musculare, demonstrând că autocurățirea nu reuşeşte să prevină apariția gingivitei m absența unei igiene bucale satisfacătoare.

3. Teoria accesului pentru igienizare

Modelarea suprafețelor axiale ale restaurarii protetice se bazează astăzi pe teoria accesului pentru igienizare. Teoria se bazează pe concepția că **placa bacteriană este factorul etiologic primar în carie şi gingivită.** De aceea **conturul restaurării trebuie să faciliteze îndepărtarea plăcii, evitându-se convexitățile exagerate.** în toate experimentele suprafețelor cu contur exagerat le corespund inflamații parodontale. Pomind de la aceste observații s-a ajuns la concluzia că este preferabilă infraconturarea din punct de vedere al sănătații parodontale. Aceste aspecte sunt deosebit de importante m zona furcației dinților pluriradiculari, inclusiv la nivelul suprafețelor meziale ale primilor premolari maxilar. '

în ultimă instanță m conturarea restaurării trebuie să se țină seama de profilul dinților vecini, de dimensiunile vestibulo-orale ale coroanei anatomice a dinților.

Nu există o fbrmulă stereotipă de modelare a contumrilor restaurărilor protetice. Există însă unele norme orientative:

- Contururile care nu sunt legate direct de ocluzie sunt tributare gingiei.
- Se vor evita convexitățile şi/sau concavitățile abmpte ale suprafețelor axiale. Ele vor fi modelate astfel încât să minimalizeze retenția plăcii şi să faciliteze îndepărtarea ei.
- Suprafața restaurărilor sâ fie m continuitatea suprafeței gingiei.
- Profilul de emergență a restaurărilor din şanțul gingival este plan sau uşor concav. Dacâ nu se respectă acest aspect natural, toate contumrile interrelate vor fi incorecte.
- Contuml subgingival să susțină gingia liberă.

Acestea sunt valabile atât pentru protezele unitare, cât şi pentru elementele-de agregare ale protezelor partiale fixe.

Suprafețele vestibulare şi orale vor fi modelate astfel încât să minimalizeze retenția plăcii şi să faciliteze îndepărtarea ei. Pentru individualizarea contumrilor se va ține seama de :

- lungimea coroanei clinice;
- arhitectura tisularâ; ^.ftî^
- conturul dinților adiacenți;
- raporturile ocluzale cu antagoniştii.

Lungimea coroanei clinice şi relațiile ocluzale au o deosebită importanță. în timpul masticației alimentele sunt evacuate dintre dinți şi ajung pe fața dorsală a limbii şi în dreptul obrajilor. Limba şi muşchii buccinatori repun bolul pe tabla ocluzalâ. Rareori ajung alimentele sub treimea ocluzală a coroanei. Pentru a facilita accesul la acțiunea muşchilor şi periuța dentarâ,

se vor contura suprafeţe cu atât mai plane cu cât coroana este mai lungă. La coroane mai scurte se poate modela o uşoară convexitate vestibulară. La un dinte înclinat spre oral se va desfiinţa concavitatea lingualâ.

în toate situaţiile se va ţine seama de contumrile anatomice ale dinţilor naturali, dinţii învecinaţi putând fi folosiţi ca un ghid.

Zonele interproximale trebuie conformate astfel încât sâ creeze acces pentru controlul plăcii. Ambrazurile vor fî deschise, creând spaţiu suficient pentru papila interdentară. In caz contrar papila va fî presatâ şi iritată, fără posibilitatea de a controla placa dentară. Este preferabil crearea unui spaţiu care să fie mai mare decât cel normal, creând astfel suficient lăcaş pentru papilă şi acces pentru mijloacele de igienizare. Chiar dacă ambrazurile sunt prea deschise nu existâ riscul impactului alimentar lateral dacă zona de contact interdentar este corect conformată.

In caz de retracţii gingivale accentuate, spaţiul dintre două suprafeţe adiacente va fi m aşa fel conformat încât să permită accesul periuţei speciale pentru zonele interproximale.

Zonele de contact interdentar vor fi plasate m treimea incizală (ocluzală) şi vestibular de linia ce uneşte fosetele centrale ale lateralilor. Excepţie fac molarii primi şi secunzi maxilari. Suprafeţele proximale vor fi plane sau concave (în nici un caz convexe!). Prin poziţionarea corectă a zonei de contact interdentar şi modelarea unei ambrazuri deschise oral se creazâ loc pentru papila interdentară. Orice comprimare a papilei are drept consecinţă creşterea suprafeţei „colului", zonă nekeratinizată, favorizând astfel evoluţia unei inflamaţii parodontale.

Profilul de emergenţă

Profilul de emergenţă reprezintă acea porţiune din suprafaţa axială a dintelui care se întinde de la baza şanţului gingival, trece de gingia liberâ şi pătrunde în mediul bucal. Se poate extinde vestibular şi oral până la ecuatorul anatomic al dintelui. Interproximal se întinde de la baza şanţului gingival, de lajoncţiunea smalţ-cement pânâ la zona de contact interdentar.

Profilul de emergenţă drept reprezină conturul axiogingival normal al dintelui natural (14,15). **Observaţiile bazate pe măsuratori fotografîce demonstrează câ profîlul de emergenţă drept constituie morfologia normală a dintelui în vecinâtatea şanţului gingival** (fig. 11.88. şi fig. 11.89.) Aceste date constituie **premisa abandonării conceptelor tradiţionale privind modelarea coroanelor artificiale. „ Convexitatea protectoare** " din treimea gingivală a dintelui presupunea modelarea unei suprafeţe curbe continue la acest nivel (vezi conturul coroanelor artificiale).

Restaurările având un profil de emergenţă drept în treimea gingivalâ facilitează accesul mijloacelor de igienizare (fig. 11.90).

Profilul de emergenţă plat al restaurârii trebuie modelat atât la nivelul suprafeţelor vestibulare şi orale, cât şi al spaţiilor interdentare. Realizarea conturului adecvat este dificilă în cazul dinţilor cu suport parodontal redus, la care este necesară mascarea spaţiilor interdentare lărgite. Profîlul de emergenţă drept va pomi de la o arie de contact proximală mai lată, mergând până la joncţiunea amelo-cementară. Acest mic artificiu conferă un aspect estetic favorabil şi permite accesul interproximal al mijloacelor de igienizare.

Tehnica de preparare a dintelui trebuie să asigure spaţiul necesar pentru materialul de restaurare, fârâ a supracontura profilul de emergenţă. Acest criteriu este satisfacut de pragul gingival cu bizou. Unghiul de emergenţă format de profilul de emergenţă cu axul lung al dintelui vafide+15°(figll.91.).

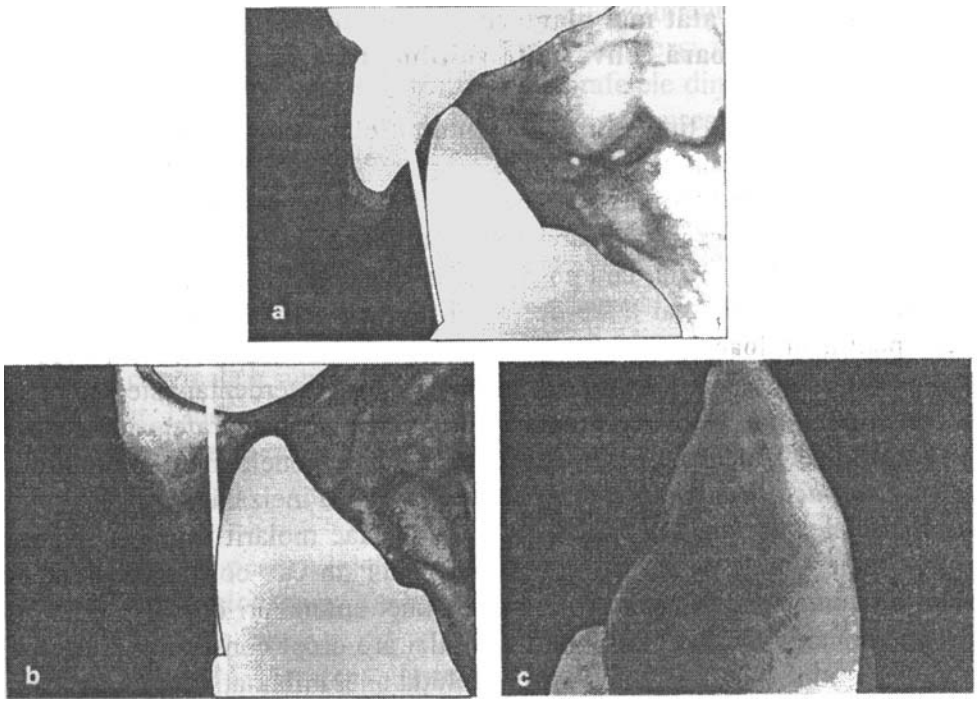


Fig. 11.88. Profilul de emergența plat al suprafeței vestibulare a frontalilor mandibulari .a. Model diagnostic sectionat al unor incisivi mandibulari din normă interproximală. b. Model diagnostic secționat al caninului mandibular. c. Coroana anatomică a caninului mandibular (15).

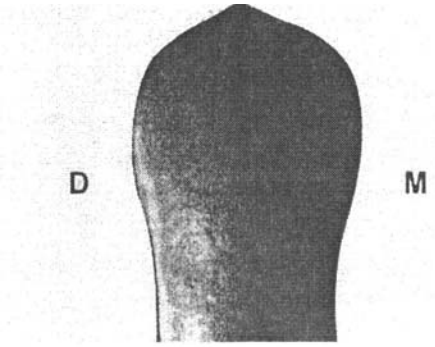


Fig. 11. 89. Coroana anatomică a caninului mandibular, cu suprafața distalâ concavă sub aria de contact proximalâ (15).

Clinic, profilul de emergență drept poate fi verificat pe suprafața vestibulară şi orală a restaurării cu ajutoml unei sonde parodontale. In schimb profilul de emergență interproximal al restaurării şi adaptarea marginală a acesteia sunt evaluate cel mai bine pe radiografie (fig. 11.92.).

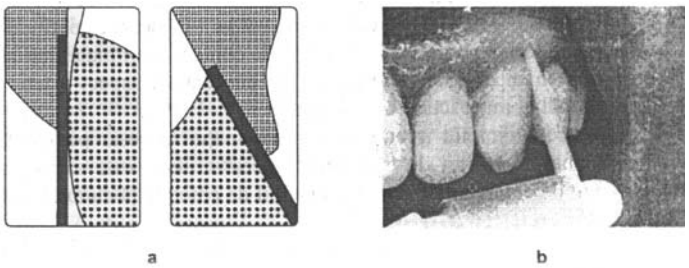


Fig. 11. 90. a. Dispozitiv de igienizare drept care întâlneşte un profil de emergență convex (stânga) sau plat (dreapta). b. Adaptarea perfectă a

dispozitivului de igienizare drept la profilul de emergență plat corect al caninului (15).

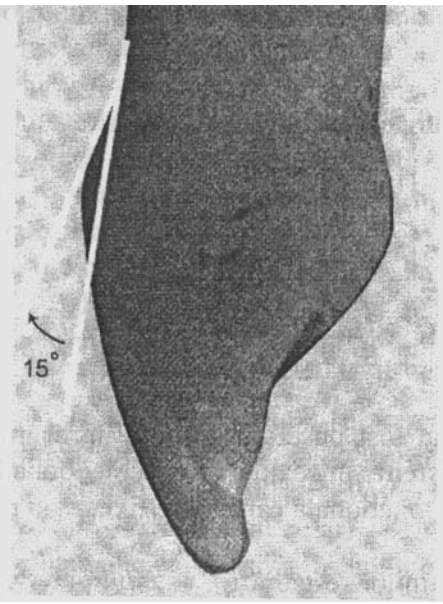


Fig. 11.91. Unghiul de emergenţă este de +15° raport cu axul lung al dintelui .

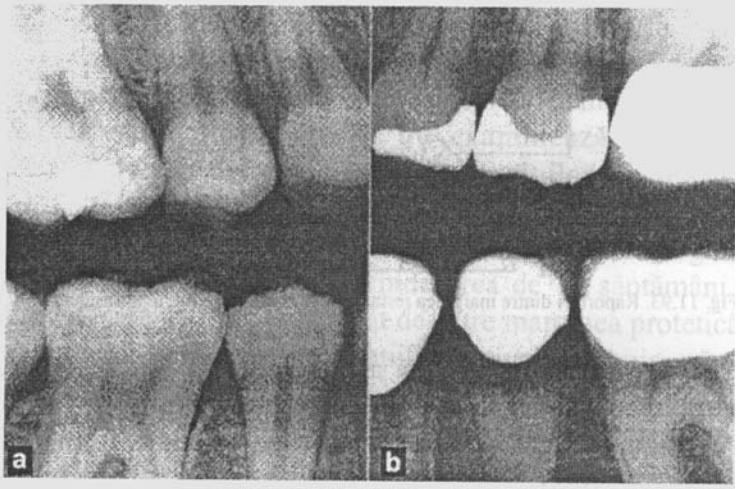


Fig. 11.92. a. Radiografia unor profiluri de emergenţă în interproximale naturale. b. Profil de emergenţă interproximal drept al unor restaurâri metalo-ceramice (15)

Afectarea furcii interradiculare şi coborârea joncţiunii dento-gingivale la nivelul rădăcinilor impune realizarea unui contur coronar care să permită acces pentru îndepărtarea plăcii. Conturul nu va mai reproduce morfologia anatomică a coroanei clinice, ci va fi canelat, ca prelungire a contumrilor radiculare dezvelite în urma retracţiei parodonţiului marginal. Proeminenţa triunghiulară care formează convexitatea cervicală a smalţului şi rădăcinilor va fi suprimată, creându-se astfel acces la placă m condiţiile unui periaj obişnuit.

11.7.4. PLASAREA MARGINILOR RESTAURĂRII ÎN RAPORT CU ŞANŢUL GINGIVAL

Localizarea marginilor restaurârii în raport cu şanţul gingival a fost mult timp dominată de concepţia lui G.V. Black ce se referă la „extensia preventivă" m profilaxia cariei. **Zona şanţului gingival a fost considerată ca o „zonă lipsită de carie".**

In decursul anilor s-au preconizat şi practicat multiple localizări:

- la nivelul fundului şanţului gingival;
- la jumătatea distanţei dintre fundul şanţului gingival şi creasta marginală a gingiei libere;
- puţin sub nivelul crestei marginale;
- la nivelul crestei marginale;
- supragingival (fig. 11.93.4).

Autorii care au preconizat aceste localizări au comunicat rezultate favorabile din punct de vedere clinic în condiţiile unei adaptări corecte şi a unei igienizări eficiente. Cu toate acestea,

cercetări ulterioare au demonstrat ca unele dintre ele au un potențial nociv asupra țesuturilor parodontale.

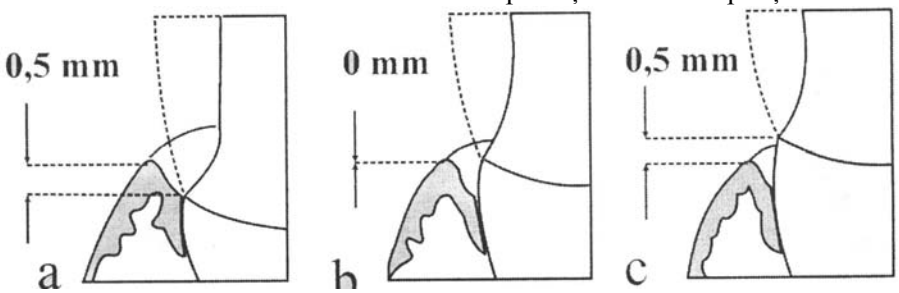


Fig. 11.93. Raporturi dintre marginea restaurării şi şanțul gingival. a. intrasulcular; b. la nivelul crestei marginale; c. la distanță de creastă.

Localizarea de rutină a marginilor în şanțul gingival a fost pusă sub semnul întrebării, **argumentul „zonei lipsite de carie" dovedindu-se inconsistent.** In realitate zona menționată nu era altceva decât localizarea inserției epiteliale, formațiunejoncțională care nu se fixează şi pe marginea protezei.

Datele din literatură au demonstrat că localizarea marginilor restaurării m şanțul gingival favorizează acumularea plăcii dentare şi gingivita cronică. ***Mai mult, cu cât se pâtmnde mai adânc în sulcus, cu atât reacția inflamatorie este mai severâ. Marginile supragingivale sunt cel mai bine tolerate*** (5, 58, 8).

Incidența cariilor marginale nu este favorizată de localizările supragingivale. Afirmația contrarie este tot rodul unor preconcepții. Pe de o parte accesul pentru igienizare este mai bun, pe de altă parte controlul vizual al unor margini supragingivale permite o adaptare mai corectâ decât în cazul unor margini subgingivale, inaccesibile controlului vizual.

Marginile supragingivale ale restaurării posedâ o serie de avantaje'.

- se prepară mai uşor şi cu mai mare precizie, farâ a traumatiza țesuturile parodontale;
- pot fi finisate foarte bine;
- sunt plasate adesea în smalț dur;
- pot fi amprentate mai uşor;
- pot fi evaluate mai eficient la controalele periodice.

Prin urmare: ***marginile restaurârilor protetice trebuie plasate supragingival ori de câte ori este posibil.***

Deşi marginile supragingivale sunt cele care corespund imperativelor de profilaxie parodontalâ, unele situații clinice indică plasarea marginilor protezei unitare m şanțul gingival:

- mascarea marginii protetice (coleretă metalică sau masă ceramică) m şanțul gingival din considerente estetice;
- leziuni carioase şi fracturi dentare extinse în zona sulculară; marginea restaurării protetice trebuie să vină m contact cu țesut dentar sânătos;
- acoperirea unor restaurări intratisulare existente **(DCR** tumat, obturație etc.);
- îmbunătățirea retenției restaurării prin alungirea bontului;
- asigurarea unui contur coronar mai favorabil la dinții cu furcațiile interradiculare dezvelite sau la dinții cu amputații radiculare;
- extinderea restaurării apical de o arie de contact proximală care se găseşte în vecinătatea marginii gingivale (coroană naturală prea scurtă sau dinți cu uzuri exagerate);

Unele dintre indicațiile de mai sus sunt însă relative.

Estetica este motivul cel mai des invocat pentru a justifica plasarea marginilor protetice în şanțul gingival, mai ales pe suprafața vestibulară. Cu toate acestea, s-a observat că estetica

reprezintă un criteriu copleşitor mai mult în gândirea medicului decât în cea a pacientului. Ei au demonstrat că plasarea subgingivală de rutină a marginilor protetice nu este necesară, deoarece la numeroşi pacienți marginea gingivală frontală şi laterală nu este vizibilă nici măcar m timpul unui surâs larg. Mai mult, pacientul va accepta, de obicei, margini protetice supragingivale dacă i se oferă o explicație pertinentă asupra avantajelor pe care acestea le au pentru sănătatea parodontală. Se apreciază că **un procent mare dintre medici nu exammează gradul de vizibilitate al coletului dentar atunci când iau în discuție plasarea marginilor protetice în raport cu şanțul gingival pe baza unor criterii estetice.**

Plasarea subgingivală a marginii restaurării poate fi evitată şi prin alungirea chirurgicală a coroanei clinice, m limitele indicațiilor acestei tehnici. Dupa vindecarea de 12 săptâmâni ia naştere un spațiu biologic sănătos şi adecvat, care nu trebuie invadat de către marginea protetică.

Când se impune plasarea marginilor protezei m şanțul gingival, trebuie să se **acorde o** atenție deosebită ***conturârii subgingivale a restaurârii.***

Când conturul subgingival este turtit, el nu va mai putea susține gingia liberă, care va lua forma de „rulou" peridentar, şanțul gingival va fi paralel cu axul lung al dintelui. Placa dentară se va depune cu uşurință în şanțul gingival.

Când conturul subgingival este excesiv de voluminos, fie datorită unei preparâri insuficiente, fie datorită grosimii restaurârii, gingia liberă este presată, fibrele circulare sunt rupte, capacitatea de adaptare fiziologicâ este depăşită. Apare inflamația gingivală, creşteri m volum, sângerare, acumularea de placă dentarâ se accentuează.

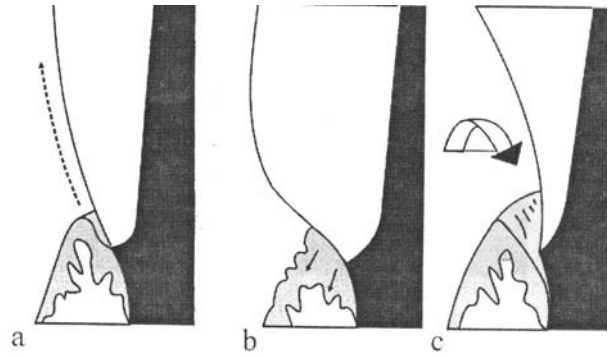


Fig. 11.94. Conturări axiale ale coroanei de înveliş: a. conturîn limite normaie; b. contur exagerat; c. contur insiificient.

Terminația „în muchie de cuțit" este considerată de către parodontologi ca normalul la nivel de gingie liberă. La dinții naturali suportul morfologic este oferit de suprafața convexă de smalț din vecinătatea joncțiunii smalţ-cement. în secțiune transversală gingia liberă are forma triunghiulară sau piramidală. Suprafața gingivală care formează peretele extem al sulcusului poate fi plană sau concavă. Convexitatea subgingivală (vestibulară şi oralâ) reprezintă jumătate din grosimea gingiei la nivelul joncțiunii dento-gingivale. Raporturile descrise permit ca şanțul gingival sâ formeze un unghi cu axul lung al dintelui, fiind protejat de creasta cervicală de smalt (fig.11.86).

Restaurarea va reproduce formele naturale ale coroanei dinților m zona subgingivală (fig. 11.94.).

11.7.5. PARTICULARTTĂȚI ALE RAPORTULUI PROTEZĂ UNITARĂ - PARODONȚIU MARGINAL LA DINȚII CU SUPORT PARODONTAL REDUS

La dinții cu suport parodontal redus marginea gingiei libere va fi deplasată m direcție apicală, ceea ce conduce la alungirea coroanei clinice şi la lărgirea spațiilor interdentare. Contururile protezei unitare trebuie să permită mascarea ambrazurilor cervicale exagerate, fară

apariția unei supraconturări cervicale. Forma şi localizarea zonei terminale a bontului, precum şi designul marginii protetice condiționează rezultatul estetic şi integrarea tisulară a protezei unitare. Aceasta nu trebuie să lezeze structurile parodontale. Transmiterea fidelă a datelor clinice m laborator este indispensabilă pentru obținerea unei restaurări de calitate.

Dinții cu suport parodontal redus prezintă o serie de particularități care implică adaptarea contumlui protezei unitare la modificarea arhitecturii parodontale:

- alungirea coroanei clinice;
- diminuarea diametmlui radicular, **cu** lărgirea spațiilor interdentare şi scăderea rezistenței viitorului bont;
- modificarea anatomiei gingivale şi a morfologiei dentare cervicale. **Alungirea coroanei clinice** Conturul gingival se poate stabiliza apical față de joncțiunea amelo-cementară la fmele unui tratament preprotetic parodontal. Consecutiv apare alungirea coroanei clinice a dinților respectivi, cu urmări nefavorabile asupra aspectului estetic şi al fonației. Fața vestibulară a protezei unitare va prezenta în acest caz o orientare dublă, mascând senzația de lungime exageratâ prin simularea unei rădâcini false (fig. 11.95.) Folosirea unor nuanțe diferite de material de placare va accentua iluzia optică. în urma acestui artificiu forma generală a protezei unitare va respecta profilul corect de emergență (în „aripi de pescăruş") şi continuitatea contumlui restaurării cu cel al țesuturilor moi (fig. 11.96.). In acelaşi timp linia coletului restaurării va fi armonizată cu cea a dinților vecini neprotezați.

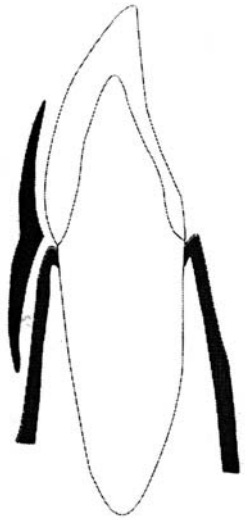


Fig. 11.95. Dubla orientare a feței vestibulare a restaurării în cazul unor dinți cu suport parodontal redus (profil de emergență corect) (1)

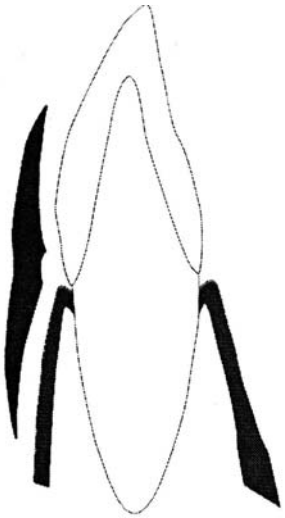


Fig. 11.96. Profilul în „aripi de pescâruş" rezultâ din simetria anatomiei gingivale şi a conturului axial al coroanei, de o parte şi de alta a coletului (1)

Diminuarea diametrului radicular. Suprafața radiculară a dintelui are o orientare convergentă spre apical. Cu cât marginea protetică va fi situată la o distanță mai mare de joncțiunea smalț-cement, cu atât diametrul radicular va fi mai mic la nivelul respectiv. Consecutiv apare o lărgire exageratâ a spațiilor interdentare şi o scădere a rezistenței dintelui.

în cazul unui pacient cu o linie înaltâ a surâsului („gum smile"), lărgirea spațiilor interdentare la dinții frontali cu suport parodontal redus prejudiciază estetica şi uneori fonatia (figll.97.).

Pentru a atenua efectul nefast al **„gâurilor negre"** interdentare se recomandă creşterea lățimii ariilor de contact proximal. Acest contact nu trebuie să se apropie prea mult de gingia interdentară (fig. 11.98.). în caz contrar creşte unghiul de emergență al restaurării din şanțul

gingival (fig. 11.99.). Apare compresiunea gingivalâ şi accesul mijloacelor de igienizare este împiedicat. Consecutiv se instalează inflamaţia gingivală. Aceste probleme nu apar m zona laterală a arcadelor, unde nu se pun probleme estetice (fig. 11.100.).

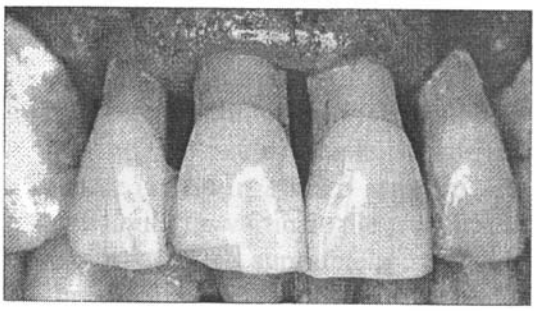


Fig. 11.97. Deplasarea apicalâ a gingiei marginale după stabilizarea rezultatelor tratamentului parodontal conduce la creşterea exageratâ a spaţiului interdentar, cu apariţia unor „ găuri negre " sinistre (1).

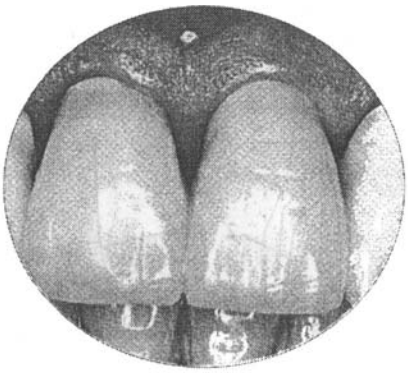


Fig. 11.98. Profil de emergenţâ corect în cazul unui dinte cu suport parodontal redus. Jumătatea cervicală a suprafeţelor proximale este planâ şi aproape verticalâ, permiţând astfel întreţinerea unei igiene bucale corecte. Jumatatea incizală a acestor suprafeţe este convexâ pentru a realiza o arie de contact proximal mai mare. ceea ce limitează dimensiunile spaţiului interdentar (1).

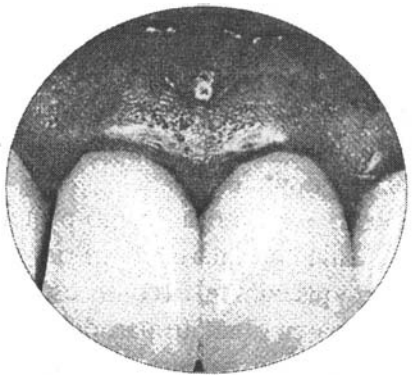


Fig. 11.99. Arie de contact proximal prea mare realizată între două proteze unitare agregate pe dinţi cu suport parodontal redus (1).

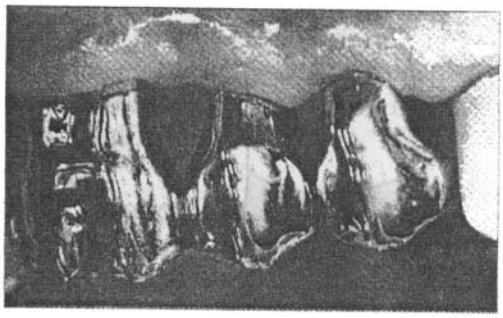


Fig. 11.100. Dubla orientare a suprafeţelor axiale ale protezelor unitare reduce dimensiunile spaţiilor interdentare în treimea ocluzală, permiţând în acelaşi timp degajarea zonelor cervicale pentru trecerea instrumentelor de igienizare (1).

In cazul dinţilor cu suport parodontal redus zona terminală a bontului va fi plasată pe rădăcină. Forma acesteia trebuie aleasă cu foarte multă grijâ, pentru a evita scăderea rezistenţei ţesuturilor dure dentare şi pentru a proteja vitalitatea organului pulpar.

Zona terminală a dinţilor parodontotici se prepara m trecut tangenţial. Ea permitea obţinerea paralelismului dinţilor stâlpi prin îndepărtarea unei cantităţi minime de substanţă dentară. Acest tip de preparare are însă o serie de dezavantaje care afectează negativ calitatea închiderii marginale şi implicit, parodonţiul marginal afectat. Din acest motiv forma de elecţie o reprezintâ **chanfrein-ul.** Autorii francezi recomandă chiar prepararea unui „chanfrein îngusf'. Convergenţa apicală a pereţilor radiculari face ca prepararea zonei terminale a bontului m prag gingival drept sau înclinat să fie mai mutilantă decât cea m chanfrein (fig. 11.101. şi 11.102.).

în cazul dinţilor cu un suport parodontal redus se recomandă prepararea în chanfrein a zonei terminale plasate pe suprafaţa radiculară. Cantitatea de substanţă dentară

îndepărtată va fi asemănâtoare cea de la prepararea unui prag în smalţ. Coroana metalo-ceramică aplicată pe un bont astfel preparat va prezenta o coleretă gingivală metalică lată, care va armoniza conturul radicular cu cel necesar pentru o faţetă ceramică de grosime adecvată. Se vor evita astfel posibile supraconturâri provocate de extinderea faţetei ceramice până în apropierea maî'gimi gingivale, păstrând astfel sănătatea parodontală (fig. 11.103.).

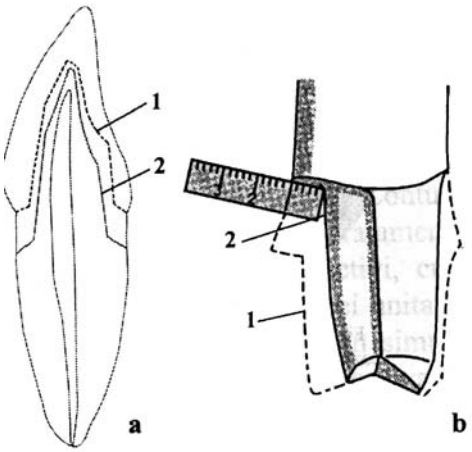


Fig. 11.101. Unpragplasatlaniveluljoncţiunii amelo-cementare (1) necesitâ îndepărtarea unei cantitâţi mai mici de substanţă dentarâ decât ace^aşi formâ de zonă terminalâ dispusâ pe suprafaţa radiculară (2) (1,54).

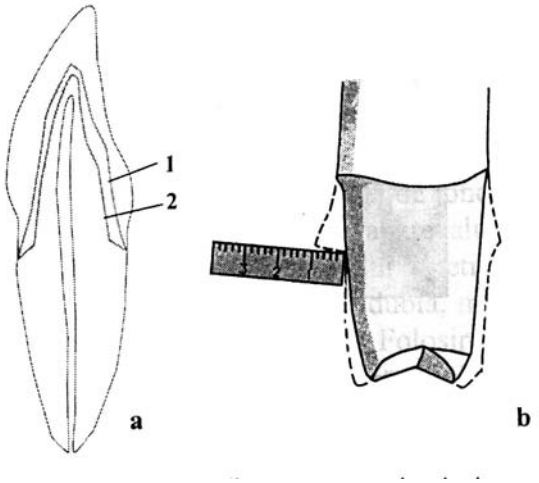


Fig. 11.102. a. Pe un dinte cu suport parodontal redus preferăm un chanfrein (1), nu un prag (2). b. Cantitatea de substanţâ dentară îndepârtată la prepararea unui chanfrein pe suprafaţa radiculară este asemariatoare cu cea de la prepararea unui prag la niveluljoncţiunii amelo-ceiTientare.(1,54).

Adaptarea marginală precisă a restaurării şi întreţinerea unei igiene eficiente sunt de asemenea foarte importante pentru profilaxia afecţiunilor parodontale.

în acest context joncţiunea dento-protetică metalică permite cea mai precisă adaptare marginală. Prin urmare în cazul dinţilor cu un suport parodontal redus este preferabil sâ sacrificăm estetica m favoarea sănâtăţii parodontale.

în cazul dinţilor cu suport parodontal redus se recomandă:

- plasarea supragingivală a marginilor restaurării sau la nivelul crestei gingiei libere;
- adaptarea marginală foarte precisă a restaurării;
- marginea restaurării trebuie sâ continue direcţia profilului de emergenţă radicular, refăcând profilul anatomic al coroanei clinice preexistente.

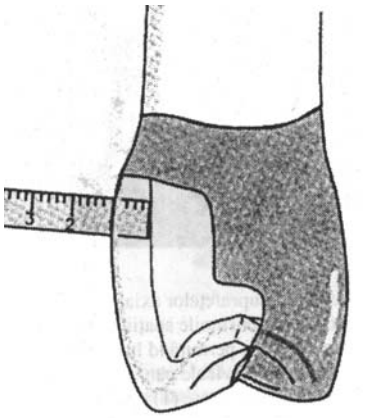


Fig. 11.103. Coleretâ metalică modelatâ la o coroanâ metalo-ceramică agregată pe un dinte cu un suport parodontal redus(54)

Modificarea anatomiei gingivale şi a morfologiei dentare cervicale

Dispariţia papilelor interdentare pe parcursul tratamentului parodontal este la fel de inestetică ca şi deplasarea spre apical a marginii gingivale. Pentm rezolvarea problemei se recurge la chirurgia parodontalâ pentru a recrea papilele sau se creşte suprafaţa ariei de contact proximal a protezei unidentare pentru a reduce dimensiunile spaţiului interdentar. Orice exagerare se va face în detrimentul profilului de emergenţă.

Deplasarea marginii gingivale în direcţie apicală o aduce pe aceasta într-o zona unde grosimea osului alveolar este mai mare. Această situaţie este interesantă, deoarece ea corespunde

adesea unei gingii mai groase, favorabilă protezâri

Deplasarea apicalâ a marginii gingivale poate conduce la dezgolirea furcaţiilor dinţilor pluriradiculari cu suport parodontal redus (fig. 11.104.).

Protezarea unor dinţi pluriradiculari cu afectarea furcaţiei necesită un design deosebit al bontului şi al restaurării. Marginile protetice şi zona terminală a bontului ajung până în vecinătatea furcaţiei, acolo unde trunchiul radicular comun se divide m 2 sau 3 rădăcini. Ele intersectează concavităţile verticale ale tmnchiului radicular, care se extind pe suprafeţele axiale ale bontului de la furcaţie spre joncţiunea amelo-cementarâ.

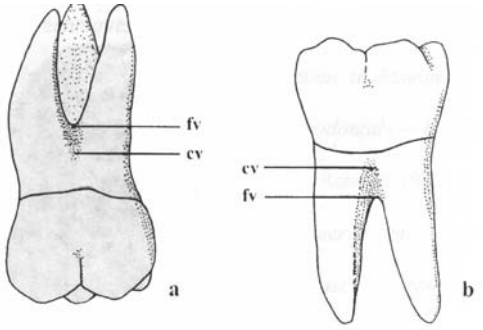


Fig. 11.104. Furcaţiile vestibulare (fv) ale pi-iirn.ili.ii mokir maxilar (a) şi mandibular (b). Se observâ concavitatea vcrticală de pe trunchiul radicular coinun (cv) (54).

Un exemplu este dezgolirea furcaţiilor molarilor mandibulari. Accesul spre furcaţiile vestibulare şi linguale se găseşte la 3 şi 4 mm apical de joncţiunea amelo-cementară pe primii molari mandibulari. Pe suprafeţele meziale, vestibulare şi distale ale primului molar maxilar intrarea spre furcaţii se face la 3,6, 4,2 şi 4,8 mm dejoncţiunea amelo-cementară.

In cazul dinţilor cu afectarea furcaţiei, contuml protezei unidentare nu trebuie sâ îl reproducă pe cel al dinţilor naturali, deoarece va da naştere unei zone triunghiulare supraconturate greu accesibilă igienizârii (fig. 11.105.).

Se impune prepararea unei concavităţi verticale care pleacă din zona furcaţiei (zona terminală a bontului) şi ajunge m dreptul fosetei vestibulare a molarilor. Această preparare **„canelată"** permite accesul mijloacelor de igienizare pentru îndepărtarea plăcii bacteriene (fig. 11.106.). **Prepararea „ canelată** " nu va ajunge până la nivelul suprafeţei ocluzale a bontului, pentm a nu perturba rapoartele ocluzale funcţionale.

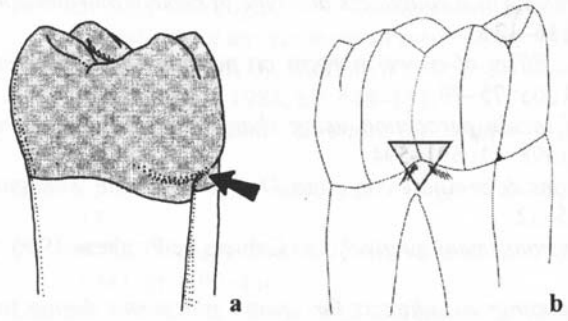


Fig. 11.105. Dacă furcaţia este descoperitâ, o protezâ unitarâ care reproduce contururile dintelui natural va fi supraconturată cervical (a), dând naştere unei zone triunghiulare greu de igienizat (b).(54).

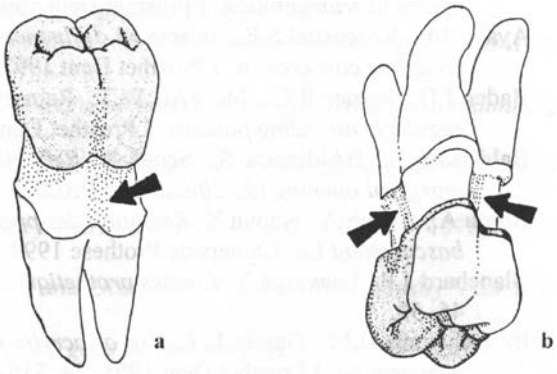


Fig. 11.106. Preparare „canelatâ " în cazul unui molar mandibular şi maxilar (54).

Concavităţi există şi pe suprafeţele meziale şi distale ale molarilor maxilari, pomind din furcaţiile corespunzătoare. La prepararea bontului se va realiza o trecere cât mai lină a acestora spre suprafeţele axiale corespunzătoare. Aceasta va favoriza igienizarea ambrazurilor orale mai greu accesibile. Metoda se va aplica şi pe suprafaţa mezială a primului premolar maxilar.

Suprafaţa axialâ a protezei unidentare va reproduce fidel contuml bontului (fîg. 11.107.). Orice creastă orizontalâ din treimea cervicală a suprafeţei vestibulare sau orale a restaurării care

intersectează concavitatea verticală şi o întrempe va da naştere unei zone retentive pentru placa bacteriană.

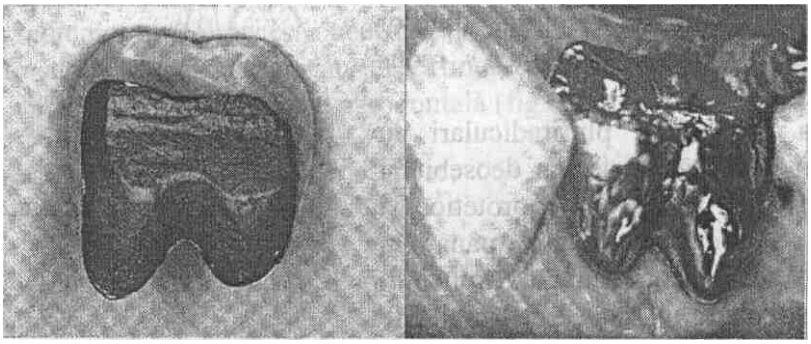


Fig. 11.107. Restaurarea protetică urmareşte conturul „canelat" al preparării (54).

11.8. Bibliografie

1. Ainamo J., Alcoforado G., Borghetti A. Morphologie et integration des protheses sur support parodontal reduit. *Actualites Odonto-Stomatologiques. 1996; 194: 305-320. Annerstedt A.L.,*

2. EngstrQm U., Hansson A., Jansson T., Karlsson S., Liljhagen H., Lindquist E., Rydhammer E., Tyreman-Bandhede M., Svensson P., Wandel U. Axial wall convergence offull veneer crown preparations. *Acta Odontol Scand 1996; 54: 109-112.*

3. Ayad M.F,, Rosenstiel S.F., Hassan M.M. Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instrumentation. *J Prosthet Dent 1996; 75: 122-128.*

4. Ayad M.F., Rosenstiel S.F., Salama M. Influence oftooth surface roughness and type ofcement on retention of complete cast crowns. S *Prosthet Dent 1997; 77: 116-121.*

5. Bader J.D., Rozier R.G., Mc FAll W.T., Ramsey D.L. Effect ofcrown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent 1991; 65: 75-79.*

6. Baldissara P., BAldissara S., Scotti R. Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification. *J Prosthet Dent 1998; 11: 591-594.*

7. Bigou A., Andoh A., Kaoun K. Retention des preparations de prothese conjointe. Degres de liberte. Moment de basculement *Les Cahiers de Prothese 1992; 77: 45-52.*

8. Blanchard J.P., Lauverjat Y. Limites prothetiques et environnement gingival. *Les Cahiers de Prothese 1996: 94: 45-50.*

9. Bohnenkamp D.M., Garcia L.T. Use of acrylic resin cbpings as adjuncts for groove placement dvring tooth preparation. *J Prosthet Dent 1995; 74: 316-318.*

10. Carranza F.A., Newman G. Clinical Periodontology. *8* Edition. W.B.SAunders 1996.*

11. Christensen G.J. Tooth preparation andpulp degeneration. *JADA 1997; 128: 353 - 354.*

12. Cohen S., Bums R.C. Pathway ofthepulp. *Fifth Edition. Mosby Year Book 1991, pg: 434-451.*

***13.** Costa L.C.S., Pcgoraro L.F., Bonfante G.* Influence ofdifferent metal restqrations bondedwith resin onfracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *J. Prosthet. Dent. 1997; 77: 365-369.* ***.14.** Croll B.M.* Emergence profiles in natural tooth contour. Partl: Photographic observations. *J Prosthet Dent 1989;62:4-10.*

15. Croll B.M. Emergence profiles in natural tooth contour. Part II: Clinical considerations. *J Prosthet Dent 1990: 63:374-379.*

***16. De** Waal H., Cstellucci G.* The importance of restorative margin placement to the biologic -width and periodontal health. *Part I. The Intemational Journal of Pediodontics & Restorative Dentistry. 1993: 13: 461-471.*

17. Dodge W.W., Weed R.M., Baez R.J., Buchanan R.N. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence Int 1985; 16: 191.*

18. Eams W.B., O'NeiI S.J., Monteiro J., Roan J.D., Cohen K.S. Techniques to improve the seating ofcastings. S *Am Dent Assoc 1978; 96: 432.*

19. Gargiulo A., Wentz F., Orban B. Dimension and relations of the dento gingivaf jonction in hnmans. *J Periodontol 1961; 32: 261-267.*

20. Gunay H., Tschernitschek H., Geurtsen W. Ligne de fmition des preparations et sante parodontale — Etude clinique prospective sur 2 ans. *Parodontie& Dentisterie Restauratrice 2000; 20: 173-181.*

21. Hegdahl T., Silness J. Preparation areas resisting displacement of artifîcial crowns. *J Oral Rehabil 1977; 4:201.*

22. Jorgensen K.D. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand 1955; 13: 35^0.*

23. Kent W.A., Shillingburg H.T., Duncanson M.G. Taper of clinical preparations for cast i'estorations. *Quintessence Int 1988; 19: 339-345.*

24. *Kishimoto M., Shillingburg H.T., Duncanson M.G.* Influence of preparation features

25. on retention and resistance. Partll: Three quarter cro\vns. *J Prosthet Dent 1983; 49: 188-192.*

26. Laforgia P.D., Milano V., Morea C., Desiate A. Temperature change in the pulp chamber dnring complete crown preparation. *J Prosthet Dent 1991; 65: 56-61.*

27. Land M.F., Rosenstiel S.F., Sandrik L.J. Disturbance ofthe dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. *J Prosthet Dent 1994; 72: 4-7.*

28. Land M.F., Couri C.C., Johnston W.M. Smear layer instability cansed by heinostatic agents. *J Prosthet Dent 1996; 72: 4-7.*

29. Lang N.P., Guldener B.E.S. Couronnes et bridges. Plan de traitement synoptique. Medicine-Sciences 1993., pg.193-212.

30. Lauer H.C., Kraft E., Rothlang W., Zwinger T. Effects of temperature ofcooling water during high-speed and ultrahigh-speedtoothpreparations. *J Prosthet Dent 1990; 63: 407^114.*

31. Leempoel P.J.B., Lemmens Ph.L.M., Snolk P.A., Van't HofM.A. The convergence angle oftooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent 1987; 58: 414-^16.*

32. Mack P.J. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. *J Oral Rehabil 1980; 7:255.*

33. Marxkors R. Lehrbuch der Zahnârztlichen Prothetik. *2 Auflage; Carl Hanser Verlag Munchen Wien 1993.*

34. Milcent Ph. Anatomie, histologie, physiologie et pathologie de l'espace interdentaire. *Revue D'Odonto-Stomatologie 1993; 22: 89-102.*

35. Milleding P. Kron och broprotetisk preparationslara. Stockholm: Tandlakarforlaget 1987.

36. Noonan J.E., Goldfogel M.H. Convergence of the axial walls •walls offulî veneer crown preparations in a dentalschool environment *J Prosthet Dent 1991; 66: 706-708.*

37. Nordlander J., Weir D., Stoffer W., Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent 1988; 60: 148-151.*

38. Nussbaum R. Afecţiunile coronare ale dintilor şi tratamentul lor protetic. Microproteze. *Lito IMT 1986; pg:16-59.*

39. Ohm E., Silness J. The convergence angle m teeth prepared for artificial crowns. S *Oral Rehabil 1978; 5: 371-375.*

40. Okeson P.J. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. *Third Edition. Mosby Year Book, 1993,pg:109-126.*

41. Ostlund L.E. Cavity design and mathematics: Their effect on gaps at the margins of cast restorations. *Oper Dent1985; 10:122-137.*

42. Ottl P., Lauer H.C. Temperature response in thepulpal chamber during ultrahigh-speedtooth preparation with diamondburs of different grit. *J Prosthet Dent 1998; 80: 12-19.*

43. Padilla M.T., Bailey J.H. Margin configuration, die spacers, fitting of retainers/cro\vns, and soldering. *Dental Clinics ofNorth America 1992; 36: 743-764.*

44. Parker M.H., Calverley M.J., Gardner F.M., Gunderson R.B. New guidelines for preparation taper. *J Prosthodont 1993; 2: 61-66.*

45. Pascoe D.F. Analysis ofthe geometry offînishing lines for full crown restorations. *J Prosthet Dent 1978; 40:157.*

46. Pashley D.H. Dentin permeability. Theory andpractice m Spangberg L (ed): Experimental Endodontics. *Boca Raton, Fla. 1989.*

47. Potts R.G. et al. Retention and resistance of preparations for cast restorations. *J Prosthet Dent 1980; 43:*

48. Rateitschack K.H., WolfH.F., Hassel T.M. *Atlas de parodontologie.* Ed Flammarion Paris, 1986.

49. Renault P. *Respect de l'espace interdentaire en prothese fixee.* Revue D'Odonto-Stomatologie 1993; 22: 141-165. .

50. Richardson D., Tao L., Pashley D.H. *Dentin permeability: effects of'crawn preparations.* Int J Prosthod 1991; 4: 219-225.

51. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* Mosby. Third Edition 2001, pg. 136-167.

52. Rosner D. *Function, placement and reproduction ofbevels for gold castings.* J Prosthet Dent 1963; 13:1160-1166.

53. Scotti R., Villa L., Carossa S. Clinical aplicability ofthe radiographic method for determining the thickness of calcified crown tissues. J Prosthet Dent 1991; 65: 65-67.

54. Shillingburg H.T.Jr., Jacobi R., Brackett S.E. *Fundamentals of Tooth Preparations.* Second Printing. Quintessence PublishingCo. 1991, pg: 13-44. '

55. Shillingburg H.T., Hobo H., Whitsett L.D., Jacobi R., Bracket S. *Fimdamentals of Fixed Prosthodontics.* 3"'1 Edition. Quintessence 1997, pg: 119-137.

56. Shittly J. *Perennite et retention de protheses fixees îiees a la maîlrise de l'occlusion.* Les cahiers de prothese 1995; 92: 50-63.

57. Soderback B. Pelarens lângd och parallellitet av betydelse for broretention. Tandlakartidningen 1989; pg. 13-14:712-714.

58. Sorensen J.A., Doherty F.M. , Newman M.G., Flemming T.F. *Gmgival enhancement in fixed prosthodontics. Part 1: Clmicalfindmgs.* J Prosthet Dent 1991; 65: 100-107.

59. Swartz B., Svenson B., Palmqvist S. *Long -term* changes *m marginal and periapical periodontal conditions in patients •withfixedprostheses: a radiografic study.* J Prosthet Dent 1996: 23: 101-107. 59. The Academy ofProsthodontics. *The Glossary of Prosthodontic Terms.* Seventh Edition. Mosby 1999.

60. Tylman S.D., Malone W.F.P. *Tylman's theory anpractice offixed prosthodontics.* 7"' Edition. Mosby Company 1978.

61. Unger F., Lemaître P., Hoornaert A. *Prothese fixee etparodonte.* Editons Cd P, PAris 1997.

62. Weed R.M., Baez R.J. *A method for determinmg adequate resistance form of complete cast crown preparations.* J Prosthet Dent 1984; 52: 330-334.

63. Woody R.D., Miller A., Staffanou R.S. *Review ofthepH of hemostatic agents nsed m-tissue displacement.* J ProsthetDent 1993; 70: 191-192.

12. PREPARAREA DINȚILOR IN PROTEZAREA FIXĂ

Realizarea unor restaurări protetice fixe metalice, ceramice, polimerice sau mixte reprezintă un capitol important al proteticii dentare.

Finalizarea cu succes a acestor restaurări depinde de stabilirea unui diagnostic corect şi a unui plan terapeutic bine conceput, care conține cel puțin trei elemente de bază:

- preparația dentară;
- alegerea materialului;
- respectarea tehnologiei de realizare a restaurării.

Importanța preparării dinților este adeseori minimalizată m detrimentul celorlalte etape ale tratamentului de restaurare.

Pentru mulți autori, printre care ne numărăm şi noi, **prepararea dinților** reprezintă poate cea mai importantâ etapă din cursul realizării unei restaurări protetice fixe. Ea **trebuie efectuată corect şi meticulos** deoarece poate mfluența decisiv vitalitatea pulparâ, sănătatea parodontală, rezultatul estetic, ocluzia corectă, protecția structurilor dentare şi chiar longevitatea restaurării.

în acest capitol vor fi prezentate principalele tipuri de preparări ale dinților m vederea agregârii diferitelor tipuri de proteze unidentare.

12.1. INSTRUMENTARUL UTILIZAT IN PREPARAREA DINTILOR

Preparațiile dentare, ca fază preliminară, m vederea agregârii unor restaurări protetice, au fost influențate de tehnologia şi dezvoltarea instmmentelor utilizate m acest scop. Faptul este evident m ceea ce priveşte dezvoltarea pieselor de mână şi a surselor de energie, precum şi m evoluția instmmentelor rotative abrazive. Morisson J.B a patentat m 1871 primul tur acționat cu piciorul printr-o pedală. Producerea motoarelor electrice care asigurau energia necesară acționârii instmmentelor rotative a fost un pas important facut în perfecționarea echipamentului utihzat pentru prepararea dinților m decursul primelor patru decade ale secolului XX.

Schimbări semnificative au început să apară în perioada celui de-al doilea râzboi mondial. Printre acestea s-au numărat dezvoltarea **instrumentelor diamantate în Germania pe la sfârşitul anilor '30** şi introducerea **frezelor din carbură de tungsten în 1947.** Un aspect important m realizarea preparărilor dinţilor a fost **mărirea vitezei pieselor de mânâ** pe la sfârşitul anilor '50. La început au fost îmbunâtâţite piesele cu turaţii convenţionale, apoi au fost introduse piesele cu turaţii crescute (~ 300.000 rotaţii/minut) denumite **turbine.** Prin anii '80 R. Marxkors afirma: **„Instrumentarul nou şi de calitate ar trebui să ducă la creşterea calitâţii preparaţiei dentare şi nu la creşterea cantităţii de ţesuturi dure îndepărtate"** (61).

Anterior acestei perioade se foloseau piesele cu turaţii mai mici de 12.000 rotaţh/minut. Prepararea dinţilor era laborioasă pentru medic şi incomfortabilă pentru pacient. Pentru a obţine o reducere suficientâ de substanţă dură s-au introdus **pietrele diamantate cu un diametru mare, pietrele roată de moară şi discurile** care acţionau la nivelul smalţului şi dentinei. Aceste instmmente au influenţat forma preparaţiilor; cele slice ale câror zone terminale erau realizate în muchie de cuţit şi bizourile supraextinse fiind ceva obişnuit în acea perioadă. Preparaţiile pentru inlay şi onlay limitate m mare parte la cavitâţile existente au fost frecvent folosite şi ca preparări ale dinţilor stâlpi.

Apariţia pieselor de mână capabile să dezvolte viteze mai mari de 100.000 rotaţii/minut a facut posibilă realizarea unei reduceri mai efîciente cu ajutorul unor **instrumente mai mici** care la rândul lor puteau realiza designuri mai sofisticate, facilitând reducerea mai eficientâ a ţesuturilor dure dentare. Din nefericire însă, unii medici stomatologi au întâmpinat noua tehnologie mai mult ca o modalitate de a-şi spori productivitatea proprie decât pentm a produce preparaţii conservative de o mai bună calitate.

Răcirea cu ajutorul sistemului apă-aer

In cazul folosirii instmmentelor cu viteză mare, există pericolul potenţial al supraîncâlzirii dintelui în timpul preparării. Şlefuirea **„uscatâ la viteze mari"** determină aproape de trei ori mai multe leziuni dentinare m comparaţie cu o şlefuire asociată cu jet de apă. Schimbările termice pot determina inflamaţia şi/sau necroza pulpei dentare. (cap 11.6)

Brown (13) a calculat temperatura dentinei la o distanţă de 0,5 mm de o frezâ ce acţionează cu viteză mare, pe uscat ca fiind de 118° C. Prin prisma acestei constatări devine foarte serioasă afirmaţia lui Zach (128) că **o creştere a temperaturii de doar 10° C, va duce la mortifîcări pulpare la 60% dintre dinţi.** Chiar şi în cazul dinţilor devitali trebuie evitată şlefmrea uscată la viteze mari deoarece stressurile termice pot cauza micro-fracturi m smalţ.

Folosirea numai a aerului ca modalitate de răcire este dăunătoare pulpei, şi de aceea nu este un substitut acceptabil al sprayului de apă-aer. Deshidratarea prelungită a unei dentine proaspât preparate va duce la o deteriorare a pulpei dentare. Pentru a minimaliza trauma pulpei trebuie asociat întotdeauna un spray cu apâ atunci când se realizează o preparare a dintelui la viteze mari (cap. 11.6.).

Nici chiar utilizarea unui spray cu apă nu garantează că pulpa va fi protejată de eventuale lezâri. 0 cantitate mică de apă prost direcţionată va avea drept rezultat o umezire slabâ care poate permite apariţia unei combustii dentinare localizate. Un orificiu mic poate asigura o viteză mai mare a apei ceea ce permite o penetrare mai rapidă a jetului de aer în jurul vârfului instmmentului rotativ.

Un spray cu apă sporeşte, de asemenea, eficienţa instrumentelor rotative cu vitezâ mare păstrând muchiile tăietoare curate de orice resturi. Eames şi colab. (27), au arâtat că este necesară folosirea unei cantităţi mai mari de apă pentru răcire pentru a preveni încărcarea

instrumentelor diamantate atunci când sunt folosite sub o presiune mare. Instrumentele diamantate folosite sub presiune mare (150 g) devin mai eficiente pe măsură ce debitul apei creşte de la 3 până la 21ml/min. Dacă se foloseşte o presiune mică (50 g) se remarcă totuşi o creştere a eficienței, dar aceasta se stabilizează când debitul apei ajunge la 7ml/min.

Medicilor stomatologi începători nu le place să folosească sprayul cu apă pentru că li se pare că nu mai văd câmpul de lucru atât de bine. în realitate, sprayul îmbunătăţeşte vizibilitatea, m multe cazuri prin îndepărtarea sângelui şi a resturilor. Poate fi folosită şi vizibilitatea indirectă, dacă oglinda este acoperită cu un strat de detergent.

12.1.1. INSTRUMENTARUL ROTATIV

In funcție de modul lor de operare, instrumentele rotative folosite la prepararea dinților pot fi clasificate m una din următoarele trei categorii: **instrumente diamantate, freze** şi **freze-burghiu**(fîg.l2.1.).

Instrumentele diamantate îndepărtează structura dentară prin abrazarea suprafeței. Cel mai eficient abraziv pentru reducerea structurii dentare îl reprezintă instrumentul diamantat.

Frezele sunt cutere m miniatură, cu lamele tăietoare, care reduc structura dură dentară cu ajutorul muchiilor lamelelor instmmentului.

Frezele-burghiu active la vârf sunt folosite pentru realizarea m țesuturile dure a unor orificii cu diametre mici. Ele sunt instmmentele rotative cel mai puțin folosite.

Prepararea dinților pentm restaurările metalice sau ceramice nu necesită un număr foarte mare de instrumente. De fapt, este important ca medicul stomatolog să învețe de la început efectuarea preparațiilor cu un număr cât mai redus de instrumente. Altfel, se poate pierde mult timp încercând diverse instmmente care, fie că nu sunt potrivite pentm lucru, fie, sunt similare celor deja încercate. Un medic stomatolog neexperimentat poate schimba instmmentele la nesfârşit căutându-1 **„pe cel potrivit".**

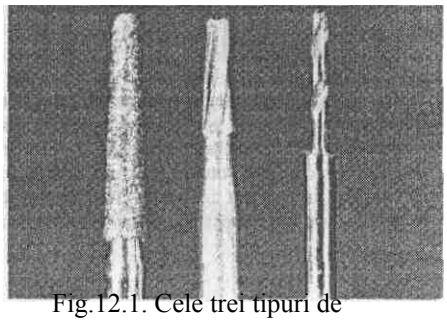


Fig.12.1. Cele trei tipuri de instrumente rotative utilizate pentru prepararea dinților sunt de la stanga la dreapta: instrument diamantat, freză dc carburâ de tungsten şi freza burghiu

Instrumentele diamantate

Instmmentele diamantate rotative sunt realizate într-o gamă foarte variată de mărimi, forme şi dimensiuni ale granulației. Ele sunt cele mai eficiente pentru şlefuirea smalțului şi pentru secționarea ceramicii. Eames (27), a demonstrat câ aceste instrumente reduc structurile dentare de 2-3 ori mai repede decât frezele. **Pulberea de diamant este depusă în unu pânâ la trei straturi pe suprafața instrumentului.** Cele mai bune instmmente diamantate au particule abrazive aşezate în mod egal pe suprafață. De asemenea, trebuie să existe un contact intim între particule şi liant.

Pe lângă faptul că sunt descrise după forma şi dimensiunea spațiilor libere pe care sunt aplicate particulele abrazive diamantate, instmmentele diamantate rotative sunt, de asemenea

clasificate **după mărimea sau duritatea granulelor** care le acoperă. Mârimea particulelor folosite pentru orice clasâ variază oarecum de la producător la producâtor. Clasificarea instrumentelor diamantate, m funcție de dimensiunile particulelor este următoarea: **extrafîne** (cu dimensiuni ale particulelor cuprinse între aproximativ 15-30(J.m), **fme** (cu dimensiuni ale particulelor cuprinse între 25-40 *[im),* **medii** (cu dimensiuni ale particulelor cuprinse între 75-125 |J.m), **dure** (cu dimensiuni ale particulelor cuprinse între 100-150 p.m) şi **extradure** (cu dimensiuni ale particulelor cuprmse între 125-180)Lim).

Pe lângă diferite forme şi mărimi de instmmente diamantate utilizate pentru situații speciale, există şi câteva instrumente diamantate care ar trebui să fie incluse într-un set de bază:

instmmente diamantate cilindro-conice cu vârful rotunjit, instmmente diamantate cilindro-conice cu vârful plat, efilate lungi, efilate scurte şi în formâ de roată de moară (fig. 12.2.).

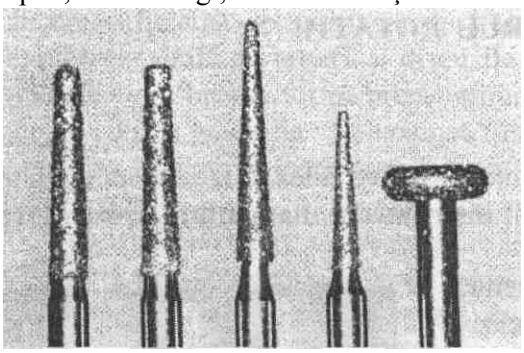


Fig. 12.2. Instrumente diamantate din setul standard utilizat la prepararea bonturilor în vederea realizârii unor restaurâri turnate sau ceramice. Ele sunt de la stânga la dreapta: instrument diamantat .cilindro-conic cu vârfrotunjit, instrument diamantat cilindro-conic cu vârfplat, instrument diamantat efilat lung, instrument diamantat efilat scurt, instrument diamantat în formâ de roată de moară

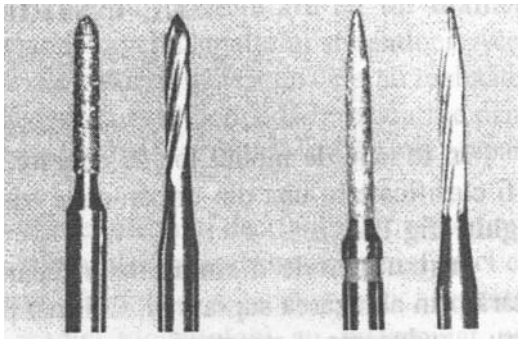


Fig. 12.3. Conceptul utilizării duale instrument diamantat/freză prezentat pentru prima oarâ de Lustig se bazeaza pe tblosirea unor instrumente diamantate şi a unor treze de aceeaşi tbrmă şi măriine. Ele sunt de la stânga la dreapta: instrument diamantat pentru chanfrein, frezâ pentru chantrein, instrument diamantat în tbrma de flacără, frezâ în formă de flacără

Alte două instmmente diamantate folosite de obicei sunt instmmente diamantate pentru chanfrein şi instrumente diamantate m formă de flacără care sunt deseori utilizate împreună cu frezele de carbură de tungsten, care au aceeaşi formă şi dimensiune (fig. 12.3.).

Unele instrumente cu o anumitâ mârime şi formă sunt fabricate concomitent de mai mulți producători, m timp ce altele sunt realizate numai de către unul singur.

Toate instmmentele diamantate cu diametre mici, sau acelea cu vârfuri ascuțite trebuie folosite cu mare grijă. Pentru păstrarea configurației şi eficienței instmmentului, unii producători folosesc o mărime de particulă foarte fină pe acele porțiuni ale instmmentelor care au diametre mici.

Frezele din carbură de tungsten

Frezele din carbură de tungsten sunt cele mai bune pentru realizarea cu exactitate a unor elemente specifice ale preparațiilor şi pentru crearea suprafețelor netede m smalț sau dentină. 0 aplicație a capacității lor de finisare este realizarea unor zone terminale corecte. Frezele din carbură de tungsten pot fi, de asemenea, utilizate pentru secționarea coroanelor tumate. La ora actuală se produc freze speciale destinate acestui scop.

Metalul din vârful frezei din carbură de tungsten este format prin sinterizare sau alte procedee, cu ajutorul prafului de carbură de tungsten sau al prafului de cobalt la temperaturi ridicate, în vid. Carbura de tungsten este tăiată sub formâ de cilindri mici care sunt apoi ataşați unor tije de oțel prin lipire sau prin sudare. Capătul din carbură de tungsten este prelucrat cu

ajutorul unor mari discuri diamantate pentru a crea forma specifică tipului de freză care trebuie realizată. Ataşarea capului din carbură de tungsten este destul de sigură, iar fractura unei porţiuni dintr-o freză este rară. Numai atunci când procesul s-a terminat tmnchiul instmmentului se scurtează, se crestează sau se diminuează m diametru pentru a primi destinaţia pentru: **piesă dreaptă, contraunghi** sau **pentru turbină.**

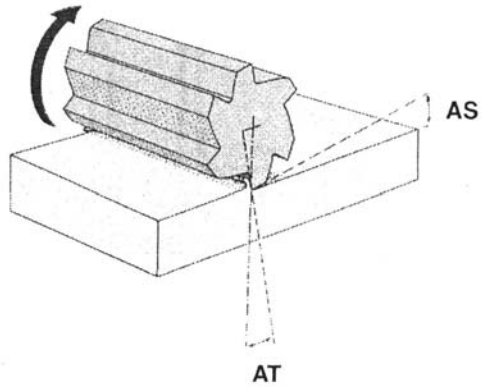


Fig. 12.4. 0 freză tipică are şase lamele scparate prin şanţuri. Fiecare lamelă are trei supratețe: o faţa, o suprafatâ de aşezare şi un spate, deşi suprafaţa de aşezare şi spatele pot ti unite într-o singură supratataţa ciirbatâ. Unghiul dintre partea din faţă şi linia radială se niinieşte unghi de atac (AT). LJnghiul dintre supratata de aşezare şi suprafaţa de tăiere se numeşte unghi de aşezare (AS). Aceste două unghiuri determină gradul de ascuţire al muchiei lamelei

Majoritatea frezelor care au fost destinate iniţial pentru secţionare sunt facute cu 6 sau, uneori cu 8 lamele. Frezele pentm finisare au de obicei 12 lamele, dar pot avea şi 20, sau chiar 40. **Marginea tăioasâ activă a fiecărei lamele este formată prin joncţiunea a două suprafeţe: faţa şi suprafaţa de aşezare** (fig.12.4.)

Unghiul de aşezare, adică unghiul format între suprafaţa de aşezare şi suprafaţa de tâiere este un factor care afectează cantitatea de material depistată lângă muchia tăietoare a unei freze. Există un unghi de aşezare optim pentru fiecare diametru al frezei, şi cu cât acesta este mai mare cu atât trebuie să fie mai mic unghiul de aşezare. Cu cât acest unghi este mai mic cu atât este mai eficientă lamela tăietoare. Cu toate acestea, dacâ unghiul devine prea mic, suprafaţa de aşezare se poate freca de suprafaţa de tâiere, generând căldură şi ducând la descreşterea eficienţei.

Unghiul sub care partea din faţă întâlneşte o linie care se extinde de la muchia tăietoare către axa frezei este cunoscut ca **imghi de atac.** Cu cât unghiul de atac este mai pozitiv cu atât devine mai ascuţită marginea lamelei şi cu atât mai eficientă va deveni acţiunea de secţionare. Un unghi de atac pozitiv are, din nefericire, o margine mai slabâ. De aceea lamelele sunt de obicei facute cu unghiuri de atac fie negative, fie neutre şi cu bazele mai mari. Acestea sunt mai puţin eficiente pentru secţionare, dar datorită volumului lor mai mare existâ o probabilitate mai mică ca ele să se fractureze (fig.12.5.).

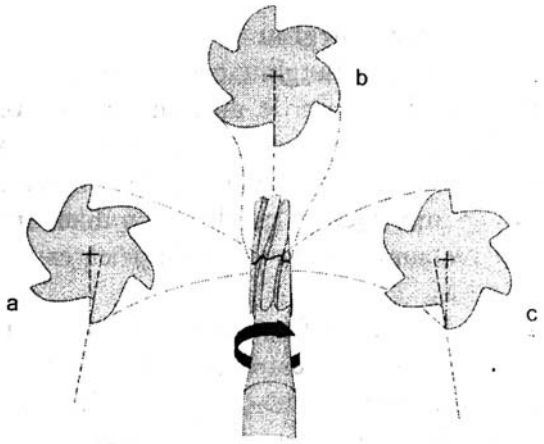


Fig. 12.5. Cele trei tipuri de unghiuri de atac sunt: (a) unghi de atac pozitiv: planul feţei se aşează în spatele liniei radiale. Deşi aceasta formează iniţial cea mai eficientâ lamă de taiere,muchia se poate fractura rapid dupâ începerea utilizarii; (b) unghi de atac neutru: planul feţei coincide cu linia radiala; (c)unghi de atac negativ: planul feţei se aşează în faţa liniei radiale. Acest lucru permite o grosime mai mare a metalului **în** spatele muchiei de tăiere asigurând o viaţâ mai lungă a frezei. Majoritatea frezelor au un unghi de atac fie neiitru, fie negativ.

De obicei lamelele sunt poziţionate m spirală în jurul frezei, separate una de alta prin şanţuri. Suma unghiurilor în spirală sau elicoidale ale lamelelor afectează caracteristicile de secţionare ale frezei. Un unghi elicoidal mai mare produce o suprafaţă mai netedă pe preparaţie şi reduce „zgomotul" sau vibraţiile frezei pe suprafaţa dentară. Acest unghi reduce, de asemenea, riscul de fractură al lamelelor din carbură de tungsten m timpul utilizării pe dinte şi previne blocarea cu resturi a şanţurilor dintre lamele.

La unele freze lamelele sunt întrempte de şanţuri realizate de-a lungul muchiei. Frezele fabricate în această configuraţie sunt descrise ca **dentate** sau **freze cu secţiuni transversale.** S-a

dovedit câ acestea sunt mult mai eficiente decât cele nedentate. Totuşi, frezele nedentate sunt încă de preferat în locul celor cu şanţuri transversale pentru prepararea bonturilor. Freza cu tâieturi transversale lasă striaţii adânci şi dure m unghiuri drepte faţă de axa de inserţie a preparării.

Câteva freze din carbură de tungsten de forme diferite sunt incluse în **instrumentarul standard.** Acestea includ cel puţin **două freze cilindro-conice fisură de lungime mare sau standard, o freză activă la vârf** şi o **freză globulară** (fig. 12.6.).

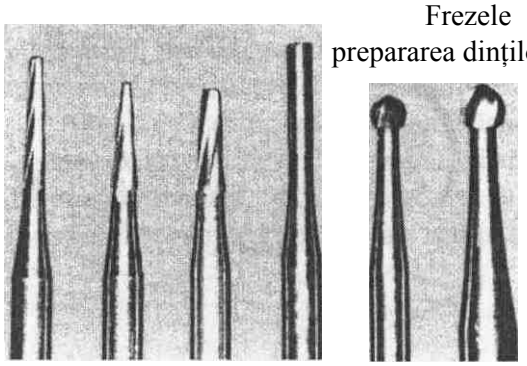


Fig.12.6. Freze din carbură de tungsten incluse în setul de instrumente standard. De la stânga la dreapta: 3 freze cilindro-conice fisură de dimensiuni diferite, Ifreză activâ la vârf, 2 freze globulare de dimensiuni diferite

Frezele cilindro-conice fisură se utilizează mai ales la prepararea dinţilor pentru restaurări tumate şi ceramice. In afară de utilizarea lor la realizarea şanţurilor, a retenţiilor m formă de casetă şi a istmurilor, ele sunt utile mai ales pentru netezirea suprafeţelor axiale verticale. Frezele din cele 170 de serii convenţionale nedentate cu 6 lame nu sunt totdeauna suficient de lungi pentru realizarea acestui lucru, iar vârfurile relativ mici pot crea un prag dur la baza peretelui. Există un număr de freze cilindro-conice de fmisare a căror diametm şi lungime mai mare le fac să fie mai potrivite pentru această destinaţie.

Alte instmmente rotative folosite destul de frecvent pentru a putea fî incluse în instmmentaţia standard sunt frezele con invers.

Freze burghiu

Frezele burghiu confecţionate din oţel sunt active numai la vârf, pe măsură ce sunt introduse în ţesuturile dure în direcţia axei lungi a instmmentului. Frezele burghiu au şanţuri elicoidale pereche adânci care învăluie axa frezei ca o spirală strânsă, ajutând la îndepărtarea rumeguşului din cavitatea creată. Freza-burghiu poate fi folosită pentru a realiza m dentină orificii mici aşezate paralel şi cu diametre uniforme m care să intre crampoanele de retenţie ale unor restaurări. Datorită faptului că orificiile nu sunt conice este imperativă alinierea precisă a acestora.

Diametrul frezelor burghiu poate fi uşor mai mic (pt. crampoanele autoînfiletate) sau cu puţin mai mare decât al crampoanelor care se cimentează. Porţiunea activă pentru acest tip de freză burghiu trebuie să aibâ o lungime de 3-5 mm. Frezele burghiu pentru crampoanele autoînfiletate utilizate pentru retenţia compozitelor sau a amalgamelor destinate restaurănlor coronare directe se livrează de obicei în truse alături de crampoane. Instmmentele au un sistem propriu de limitare pentru a asigura realizarea unui orificiu cu o adâncime optimă de 2 mm (fig. 12.7.).

Frezele burghiu trebuie folosite diferit faţă de frezele obişnuite. Ele nu acţionează în smalţ şi au tendinţa de „a derapa" atunci când se încearcă crearea unui orificiu pe o suprafaţâ înclinată. De aceea, se realizează în primul rând un **orificiu mic pilot** cu ajutoml unei freze globulare pe un prag orizontal îngust pentru a ne asigura de faptul că orificml va fi facut precis în poziţia dorită.

Orifîciul pilot este adâncit cu ajutoml frezei burghiu introdusă într-o piesă de mână ce acţionează cu viteză redusă. Frezele burghiu nu sunt niciodată folosite cu o piesă de mână cu

vitezâ mare. Acestea nu pot fi răcite în mod adecvat şi pericolul mperii în interiorul orificiului este mare la practicienii începători.

Freza burghiu nu trebuie să se oprească din rotaţie în timp ce se află în interioml orificiului. Dacă se opreşte se poate mpe, iar o frezâ burghiu ruptâ este aproape imposibil de înlăturat din interiorul puţului. Dacă freza burghiu se blochează totuşi într-un canal, cea mai sigură modalitate de a o înlătura este scoaterea din piesă. Se extrage apoi freza din canal cu ajutorul policelui şi arătătorului. Astfel se va produce o presiune mai mică asupra frezei.

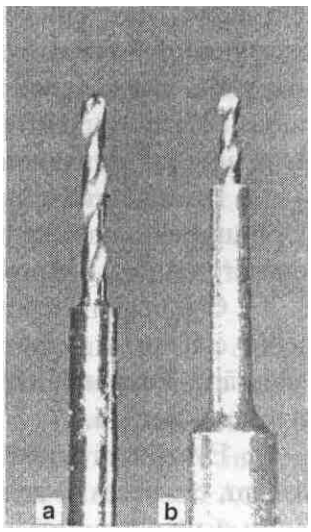


Fig. 12.7. Douâtipuri de freze burghiu:

a—frezâ burghiu cu diametrul părţii active de 0,6 mm pentru realizarea orittciilor pentru crampoanele unur restaurâri turnate;
b— frezâ burghiu cu diametrul pârţii active de 0,5 mm şi cu limitator de adâncime a orificiilor realizate pentru crampoane autoîntHetate

Utilizarea instrumentelor diamantate şi a frezelor

Instrumentele diamantate îndepărtează ţesuturile dure dentare mult mai eficient decât o fac frezele, dar lasă m urma lor suprafeţe rugoase şi zone terminale cu suprafeţe neregulate. Frezele din carburâ de tungsten produc zone terminale netede şi pot realiza designuri precise inteme ale unor tipuri de preparaţii, dar secţionează mult mai încet. De aceea, pentru a profita de cele mai bune caracteristici ale ambelor tipuri de instrumente, instmmentele diamantate ar trebui să fie folosite pentru reducerea cantitativă a structurilor dentare, iar frezele pentru finisarea preparaţiilor şi pentru realizarea unor particularitâţi inteme ale acestora, cum ar fi:
şanţuri, casete, istmuri etc.

Tehnica de elecţie m aceastâ situaţie utilizează instrumente diamantate şi freze din carburâ de tungsten de mărimi şi configuraţie potrivită, aşa cum le-a descris Lustig. Aceste instmmente sunt confecţionate prin realizarea atât a instmmentului diamantat cât şi a frezei dintr-o configuraţie iniţială comunâ. Faptul asigură concordanţa între forma instmmentului şi contuml rezultat al dintelui care se vor potrivi exact atunci când instmmentul diamantat şi freza de fmisat din carburâ de tungsten sunt folosite pentm fiecare pas al preparării.

Rolul mgozităţii suprafeţei cu privire la retenţia restaurărilor trebuie discutat. Astfel, în timp ce striaţiile şi neregularităţile de pe suprafaţa preparaţiei pot contribui la retenţia coroanei, acest avantaj trebuie pus în balanţâ cu dezavantajele. 0 suprafaţă netedă va permite o amprentă mai corectă. Dacâ suprafaţa este prea mgoasâ s-ar putea să fie dificilâ îndepărtarea amprentei fară a o deteriora, pierzând astfel detalii fme pe model. Poate că şi mai important este faptul că mgozitatea excesivă din zona terminală poate împiedica o adaptare corectă a marginii coroanei. Striaţiile microscopice lăsate de frezele din carburâ de tungsten (2 |Lim) şi de instmmentele diamantate (10 um) sunt destul de adânci pentru a mări retenţia fârâ a compromite acurateţea.

Oricât de corect a fost facută reducerea axială a bontului m vederea aplicării unei restaurări estetice cu ajutorul unui instmment diamantat pentm realizarea unui chanfrein, suprafaţa va prezenta unele mgozităţi. Dacâ se foloseşte o frezâ din carburâ de tungsten cu 12 lamele pentru chanfrein, m scopul finisării suprafeţei axiale, după ce reducerea s-a realizat cu un instmment diamantat, suprafaţa va fi mult mai netedă, iar zona terminală în sine va avea neregularităţi minime.

Barkmeier şi colab (3), testând mai multe tipuri de freze, au demonstrat că o frezâ cilindro-conică fisură a produs cel mai neted şi cel mai bine conturat bizou ocluzal dintre instmmentele testate.

Bizoul gingival al unei preparaţii trebuie creat de vârful instmmentului, mai degrabâ decât de latura sa. în acest loc pe dinte nu este practicâ folosirea unei freze fisură pentru plasarea

unui bizou, din moment ce vârful pătrat poate leza bizoul, dintele adiacent sau gingia. Un instrument diamantat în formâ de flacără subțire va produce un bizou care prezintă nişte striații orizontale. Dacă bizoul format de instmmentul diamantat în formâ de flacărâ este finisat cu ajutorul vârfului unei freze din carbură de tungsten în formă de flacără lungă, rezultatul va fi un bizou gingival şi mai neted.

Bizotatoarele gingivale des folosite pentru pereții gingivali ai preparațiilor pentm cavitâți de obturat cu amalgam nu sunt instmmente potrivite pentru bizourile gingivale ale preparațiilor pentru restaurări. Ele produc un bizou neregulat şi dur.

0 preparare a pragului realizată cu un instmment diamantat cilindro-conic cu granulație medie este prea mgoasă pentru a putea permite realizarea unei margini corect adaptate a restaurârii. **Pragurile trebuie finisate cu o freză activă doar la vârfpentru a asigura o zonă terminală netedă.**

Evazări proximale distincte, bine fmisate pot fi facute cu discuri de hârtie abrazive. Oricum, ele necesită aplicări uşoare pentru a evita supraîncâlzirea şi trebuie schimbate frecvent pentru a ne asigura că vor tăia în mod eficient din structurile dentare. Folosirea discurilor de hârtie este limitată pentru acele zone ale cavitâții bucale cu acces bun şi trebuie avută grijă când sunt folosite pentru a nu leza țesuturile moi din cavitatea bucală a pacientului. Deşi pot produce o evazare netedă cu o zonă terminală distinctă, un disc prea dur va tăia şanțuri în evazare, iar discurile uzate vor rotunji zona terminală.

Un instmment diamantat m formă de flacără cu suprafețe mai degrabă paralele decât uşor convexe poate fi folosit şi el pentru a produce o evazare. în acestă situație suprafețele obținute sunt mai puțin netede.

0 freză de finisare din carbură de tungsten în formă de flacârâ cu 12 lamele lungi este folosită pentru a crea o zonă terminală distinctâ cu o suprafață netedă pe bizourile orizontale şi evazările verticale. Această freză cu un diametm de 1 mm are aceeaşi configurație ca şi instrumentul diamantat m formă de flacără.

Utilizarea unor discuri diamantate mari nu a mai fost descrisă pentru aceste preparații fiindcă, după părerea noastră m stomatologia modemâ asemenea instmmente nu-şi mai găsesc locul nici măcar pentru reducerea proximală şi nici pentru realizarea evazării. Folosind astfel de instmmente periculoase pentru pacient, existâ şi pericolul unei supraextensii a preparației.

12.2. PREPARATII INTRACORONARE

Preparațiile intracoronare realizate m vederea confecționării unor incmstații sunt indicate m tratamentul leziunilor coronare pentru restaurarea morfologiei şi funcției afectate de procese carioase sau fracturi. Ele reprezintă o altemativă a obturațiilor plastice, dar au şi unele indicații specific protetice.

Inlay-ul tumat îşi are originile m restaurările realizate înainte de a exista o tehnică de tumare precisă. **Primul inlay în stomatologie este atribuit lui John Murphy din Londra care confecționa inlay-uri din porțelan în 1835.** în 1880, Ames şi Swasery au utilizat pentru

confecţionarea inlay-urilor o tehnicâ cu folie lustruită. Dupâ adaptarea într-o cavitate preparată a unei folii de aur sau platinâ, ei o îndepărtau, o ambalau şi apoi turnau cositor sau aur topit în forma cavităţii reprodusă m folie. Tehnica era încă utilizată la sfârşitul primei decade a secolului

Primul inlay turnat este atribuît lui Philbrook care a comunicat tehnica la lowa State Dental Society în 1897. Totuşi, Taggart, este cel care a fost creditat cu introducerea în stomatologie a tehnicii cerii pierdute, în anul 1907. Popularitatea restaurării a crescut în acel timp, ajutată fiind de contribuţiile lui Lane, Van Hom, Weinstein, Sonder, Schew şi Hollenback care au îmbunătâţit materialele şi tehnicile de confecţionare a acestor restaurări.

Incrustaţiile reclamau iniţial o distmcţie extensivă a structurilor dentare, aspect care a fost recunoscut de către unul dintre primii lor susţinători, Bodecker. **Preparaţiile largi, exagerate, care au fost în vogă la începutul secolului s-au datorat parţial conceptului de „extensie pentru prevenţie" şi parţial instrumentelor necorespunzătoare utilizate în acea vreme. Bodecker,** care a lucrat la Berlin, **a utilizat prepararea slice pentru inlay-uri. Aceasta a fost exportată ulterior în Statele Unite de către Rhein, nind apoi dezvoltată de către Gillett.**

Tehnica slice utiliza un disc pentru prepararea suprafeţelor proximale. Extensiile erau largi, dar superficiale. Considerat de către susţinâtorii lui a fi o restaurare conservatoare s-a crezut că inlay-ul confecţionat prin tehnica slice ar implica un risc mai mic la fractură al dintelui în care acesta se inserâ. La un moment dat acest tip de restaurare a fost folosit şi ca element de agregare pentru proteze fixe. ;Rm')q biî;

Analiza stress-ului cu metoda fotoelastică a arătat că restaurarea agregată într-o cavitate preparată prin tehnica slice dezvoltă un stress mai mare decât în cazul unui inlay agregat într-o preparare realizată prin metoda clasică.

Restaurârile cu ajutorul incrustaţiilor presupun o deosebită acuratețe în toate fazele clinice şi tehnice. Orice eroare, de la prepararea cavităţii şi până la cimentare poate compromite actul terapeutic. Incrustaţiile nu tolerează aproximaţiile. Insuccesele şi imperfecţiunile sunt mai evidente decât la obturaţiile plastice.

Machetele realizate pentru confecţionarea incrustaţiilor din aliaje nobile pot n executate prin tehnica directă sau indirectă.

In **tehnica directă,** după prepararea cavităţii se modelează macheta incrustaţiei în cavitatea bucalâ. Procedeul clasic foloseşte ceara albastră pentm inlay şi acrilatul autopolimerizabil. Macheta se ambalează şi se toamă m laborator, incmstaţia finită fiind adaptată şi cimentatâ în cavitate.

In **tehnica indirectă** cavitatea se amprentează cu elastomeri de sinteză, macheta modelându-se pe un model de lucru. Restul fazelor sunt similare cu cele descrise la tehnica directă.

Cu toate că incmstaţiile metalice realizate din aliaje au trecut cu brio proba timpului, problemele de esteticâ au determinat orientarea spre alte soluţii.

Aşa cum s-a amintit inlay-ul ceramic a precedat aparent surprinzâtor, inlay-ul metalic. Ideea inserării unor incmstaţii (blocuri) ceramice prefabricate nu este nouă. Cilindrii prefabricaţi din ceramică erau fixaţi prin cimentare m cavitâţi calibrate corespunzător, procedeul fiind cunoscut ca metoda lui Dall. Această metodă se mai folosea încă şi în anul 1920.

Wood m 1882 folosea blocuri decupate de dinţi prefabricaţi din porţelan pe care le adapta şi fixa m cavitâţi. W. Herbst utiliza perle din sticlă de Veneţia, de diferite culori obţinute prin pulverizare. Prin 1890 au fost mtroduse pe piaţă pulberile de porţelan cu temperatură înaltă de sinterizare. Apariţia în 1904 a pigmenţilor minerali a permis ceramicii atingerea unor perfonnanţe estetice.

în ultimele două decenii, atât materialele din care se confecţionează incmstaţiile, cât şi tehnologia lor au suferit modificâri importante. Răşinile diacrilice compozite şi masele integral ceramice au acaparat acest domeniu al restaurărilor coronare. Dacâ aproape un deceniu a avut loc **o disputâ acerbâ între „composite-inlay" şi incrustaţiile integral ceramice,** ulterior (1990-1992) această competiţie a fost câştigată detaşat de câtre incmstaţia integral ceramică. Composit-inlay-urile au pierdut disputa datoritâ dehiscenţelor la interfaţă incmstaţie/ciment diacrilic, a fisurilor şi fracturilor apărute în masa incmstaţiei (Krejci-1992, Ahlers-1996, Kupiec-1996).

Dehiscenţele de la interfaţa incmstaţie/ciment diacrilic sugerează câ acest tip de legătura nu este perfect stabilă, deoarece legăturile coezive (între molecule de acelaşi tip) sunt mai slabe decât legâturile adezive (între molecule diferite).

După insuccesele „composite inlay-urilor", incmstaţiile integral ceramice au câştigat teren datoritâ tehnicilor **de dublu gravaj acid,** a dezvoltării cimenturilor diacrilice şi a adezivilor dentinari, care au schimbat complet concepţia agregării acestor proteze unidentare.

Incmstaţiile integral ceramice, cu precădere cele realizate prin tehnici ce utilizează sistemele CAD/CAM (CEREC, DUX, Celay, Procera Denti CAD) au continuat revoluţionarea acestui domeniu prin introducerea amprentei optice, designul restaurării asistat de calculator şi frezajul computerizat.

La inlay-ul sau incrustaţia intracoronară (metalică, ceramică sau din compozit) retenţia se realizează prin încastrarea într-o cavitate preparată astfel încât incmstaţia să fie autoretentivă. Cimentul perfectează coaptarea dintre suprafeţele cavităţii şi ai incrustaţiei îmbunătăţind astfel retenţia, dar mai ales împiedicând percolarea fluidelor.

Inlay-ul înlocuieşte ţesuturile dentare pierdute, dar nu le protejează pe cele restante. Ţesuturile dentare care formează pereţii cavităţiii trebuie sâ fie deci în cantitate suficientâ ca să reziste la fracturi şi la deformări.

Indicaţiile inlay-ului sunt similare cu cele ale restaurărilor confecţionate din materiale de obturaţie plastice: cavitâţi ocluzale, cavităţi de clasa a V-a şi cavităţi de clasa a II- a de mărime medie, dacă creasta marginală şi suprafaţa opusâ sunt intacte.

Onlay-ul sau incrustaţia extratisulară (poate fi metalică sau integral ceramică). în cazul când incmstaţia trebuie să asigure protecţia ţesuturilor restante, prin acoperirea suprafeţei ocluzale, poartă numele de onlay. Leziunile coronare mezio-ocluzo-distale constituie cea mai frecventă indicaţie.

Retenţia şi stabilitatea unui onlay **MOD** sunt mai slabe decât la o coroană parţială. Se contraindică a fi element de agregare a unei proteze fixe, deoarece nu suportâ solicitări suplimentare.

Inlay-onlay-ul (de obicei exclusiv metalic sau integral ceramîc) reprezintâ o formă de restaurare în care atât agregarea cât şi preparaţiile se combină, în proporţii diferite (intra-extracoronară).

Pinlay-ul este o incmstaţie cu crampoane metalice, ca elemente suplimentare de retenţie. Cramponul, cu diametrul de 0,60 mm şi o lungime de 2 mm se fixează într-un canal dentinar. Se indică la cavităţile de clasa a V-a şi de clasa a II-a când pereţii cavitâţii nu oferă suficientâ retenţie prin fricţiune sau când incmstaţia acoperâ o suprafaţă mare. In loc de crampoane poate fi un dispozitiv radicular.

Premergător unei preparaţii pentru o incmstaţie, examenul local, diagnosticul şi planul de tratament sunt decisive. Astfel o serie de factori pot influenţa preparaţia:

- lungimea coroanei clinice;
- particularităţile morfologice ale suprafeţei ocluzale, ale suprafeţelor proximale, vestibulare şi orale;
- poziţia dintelui în arcadâ;

- raporturile ocluzale cu dinţii antagonişti,
- raporturile cu dinţii vecini;
- relaţiile cu ţesuturile moi parodontale;
- statusul parodontal;
- extinderea şi localizarea leziunii carioase;
- probleme legate de fizionomie;
- vitalitatea pulpei.

Examenul radiografîc completează examenul clinic, oferind relaţii suplimentare cu privire la raporturile procesului carios cu camera pulpară, mărimea camerei pulpare, starea parodonţiului de susţinere.

Pe baza datelor culese se stabileşte diagnosticul ce se referă la topografia leziunii, întinderea m suprafaţâ şi profunzime, starea pulpei etc. Coroborând datele culese la examenul dintelui cu statusul bucal se stabileşte indicaţia de tratament, legată de obiectivele urmărite, tehnicile ce se vor folosi, tipul şi modalitatea concretă de preparare.

12.2.1. CONCEPTE DE BAZĂ ÎN PREPARAREA CAVITĂŢILOR PENTRU INLAY

De la început trebuie sâ precizăm că preparaţiile pentru mcrustaţii diferă m funcţie de tipul şi materialul din care acestea sunt elaborate.

Diversifîcarea preparaţiilor pentru receptarea unei incrustaţii s-a facut în paralel cu lansarea unor materiale şi tehnologii noi. Un **„composit-inlay"** sau o **incrustaţie integral ceramicâ** care se fîxează printr-un procedeu de „gravaj acid dublu" necesită un alt tip de preparaţie decât o **incrustaţie metalică.**

Iniţial se vor prezenta etapele de preparare ale dinţilor pentru realizarea incrustaţiilor, după criteriul topografic şi, ulterior după materialul din care sunt confecţionate.

Principiile de preparare a cavităţilor, formulate de Black, sunt valabile doar pentru incrustaţiile metalice şi, m special, cele ce se referă la contuml marginal, forma de rezistenţă şi exereza dentinei ramolite.

Spre deosebire de obturaţii, care se inseră m stare plastică în cavităţi retentive, incmstaţiile se confecţionează în laborator şi sunt cimentate m cavitatea preparată.

Particularitaţile restaurărilor rigide faţâ de cele plastice impun unele diferenţieri în prepararea cavităţilor la nivelul pereţilor şi marginilor, pentru a realiza forma de retenţie şi închiderea marginală. **Cavităţile pentru inlay se prepară cu pereţi divergenţi dinspre planşeu spre exterior** (fig.12.8.). Această formâ este o condiţie fundamentalâ pentru îndepărtarea machetei de ceară (amprentei) şi inserarea restaurării rigide. Pereţii axiali vor forma cu planşeul cavităţii un unghi obtuz, asigurând o divergenţă de 5-6°. Acest unghi de divergenţă, apropiat de paralelism, asigură retenţia restaurării în cavitate şi m acelaşi timp facilitează inserţia ei. Unghiul de divergenţă nu va depăşi 10°. Conform principiilor biomecanice, pierderea retentivităţii este disproporţionat de mare cu fiecare grad de creştere a unghiului de divergenţă.

Pe lângă unghiul redus de divergenţă, în retenţie intervine şi lungimea pereţilor cavităţit. în cavitâţile superficiale divergenţa pereţilor va fî minimă, pentm a îmbunâtăţi forma de retenţie şi rezistenţa. La cavităţile profunde divergenţa pereţilor va fi mai mare pentru a uşura inserarea şi

adaptarea incmstației în cavitate. Aceste variabile sunt legate de rolul fricțiunii în retenție. Fricțiunea se realizează între pereții cavității şi metal (retenție intracoronară) sau între metal şi pereții preparației (retenție extracoronară), cum se întâmplă în preparările „slice" la cavitățile de clasa a II-a. Atât retenția intracoronară cât şi cea extracoronară variază în funcție de unghiul de divergență şi suprafața de contact la nivelul pereților.

.

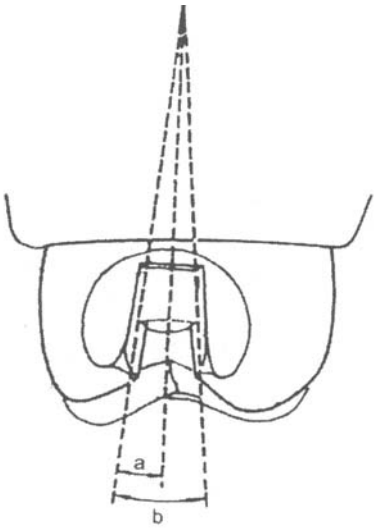


Fig. 12.8. Unghiul de divergență (b) al pereților cavității preparate pentru incrustații. Bisectoarea unghiului reprezintâ axa de inserție. Fiecare din pereți descrie un unghi (a) cu axa de inserție

Indiferent de unghiul format divergența pereților trebuie să fie vizibilă cu ochiul liber. Tendința de a prepara pereți paraleli, pe lângă faptul că nu este justificatâ, crează dificultăți. Adaptarea incmstației este mult mai greoaie şi există riscul fracturării pereților.

Linia (axa) de inserție a restaurării trebuie să fie perpendiculară pe planşeul cavității care, la rândul lui, trebuie să fie paralel cu planul de ocluzie (la cavități de clasa 1 şi a II-a). Pragul gingival va avea aceeaşi direcție. Forțele ocluzale vor fi, astfel, mai bine absorbite influențând pozitiv retenția şi rezistența.

Toate muchiile marginale (unghiul format între pereții cavității şi suprafața dentarâ) trebuie bizotate. Incrustația nu trebuie să facăjoncțiune „cap la cap" cu zona periferică, deoarece există riscul dizolvării cimentului m fluidul bucal. Apariția unui hiatus între incmstație şi pereții cavității poate duce la apariția de carii secundare şi pune sub semnul întrebării evoluția în timp a restaurării.

Bizotarea smalțului se face în unghi de 35^15° **pe o suprafață de 0,5-1 mm, cuprinzând jumâtate din grosimea lui.** Prin bizotare (inclusiv la pragul gingival) închiderea marginală se îmbunătățeşte pe două căi:

- suprapunerea a două suprafețe conformate în plan înclinat;
- marginea subțire de metal, care prezintă rezistență şi maleabilitate, poate fi brunisată perfectând închiderea marginală şi protejând astfel stratul de ciment.

Finisarea marginilor de smalț şi a pereților cavității are o importanță mai mare decât la obturațiile plastice. Adaptarea marginală corectă şi retenția fricționalâ nu se pot realiza decât atunci când suprafața machetată sau amprentată este netedă.

12.2.2. PREPARAȚII PENTRU INCRUSTAȚIILE OCLUZALE

Prepararea cavităților ocluzale pentru incmstațiile metalice nu se deosebeşte mult de cele pentru obturații plastice m ceea ce priveşte conturul marginal, forma de rezistență şi exereza dentinei ramolite. Vor fi ilustrate doar deosebirile: conformarea pereților cavității şi a unghiului dintre pereți şi suprafața dintelui (muchia marginală).

Retenția este direct proporțională cu adâncimea cavității şi invers proporțională **cu** unghiul de divergență. Imaginile din fig.12.9. ilustrează corelația dintre cele două variabile.

în prima schemă pereții cavității sunt mult prea divergenți. Inlay-ul tumat după tiparul 1 cavității poate fi inserat pe multiple axe cuprinse între liniile AB şi CD (fig. 12.9.1.).

în a doua schiță pereții AX şi CY sunt paraleli, există o singură axă de insertie care este paralelă cu pereții, dar în porțiunea AB şi CD există încă multiple axe de insertie (fig. 12.9.2.).

Imaginea a treia este ilustrativă pentru retenția optimă: un singur ax de inserție a incmstatiei pe toată lungimea peretilor (fig. 12.9.3.).

Varianta a patra completează ideea precedentă, subliniind importanța lungimii inserției. Cavitatea ABCD este mai puțin retentivă decât cavitatea mai profundă XBDY, deşi divergența pereților este aceeaşi la ambele cavități (fig. 12.9.4.)

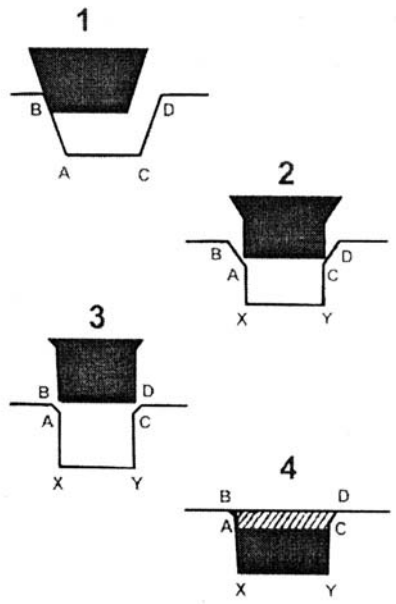


Fig. 12.9. Reprezentarea schematică a axei de inserție.

Unghiul muchiei marginale: unghiul format de pereții cavității cu suprafața dintelui este de obicei de 90-95°. Se bizotează un unghi de 45°. Bizoul va cuprinde jumătate din grosimea smalțului (fig.12.10.).

Prepararea cavității ocluzale se realizează cu o freză cilindro-conică aplicând-o inițial la nivelul unei fosete de pe suprafața ocluzală. După ce s-a început excizia, operatiunea se continuă de-a lungul şantului, Centrai al SUprateței OClUZale. Se mclud apOl m preparare toate şanțurile existente la nivelul suprafeței ocluzale, realizând cavitatea cu o adâncime de aproximativ 1,5 mm şi o lățime de aproximativ 1 mm. Se va evita lezarea crestelor marginale. Apoi se va netezi peretele pulpar.

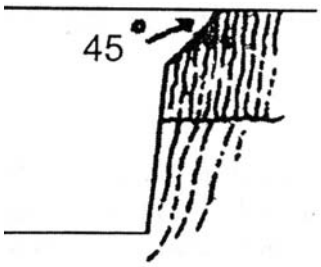


Fig. 12.10. Bizotarea iTiuchiei marginale jumătate din grosimea sinalțLilui

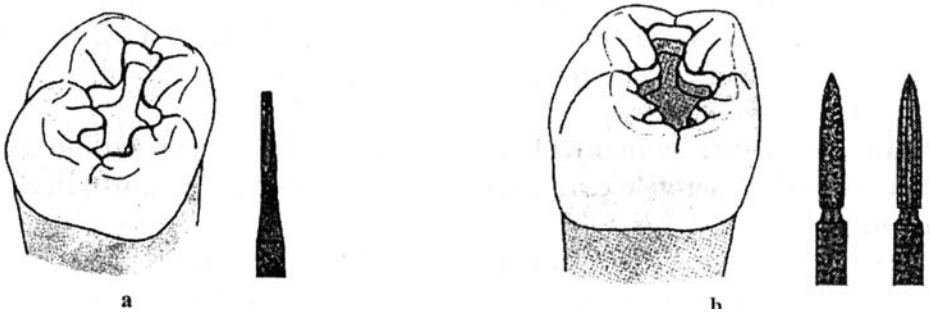


Fig.12.11. Etape ale preparării unei cavități pentru o incrustație ocluzală: a- prepararea cavității ocluzale; b - prepararea bizoului ocluzal

Extensiile moderate de la nivelul şanţurilor vestibulare şi orale, cât şi aspectul specific de „coadâ de rândunică" la capătul mezial, respectiv distal al cavităţii preparate sunt relevate în fig. 12.11.a. Urmează apoi bizotarea muchiei marginale cu un instmment diamantat în formă de flacără şi fînisarea cu o freză din carburâ de tungsten de aceeaşi formă. (fig. 12.1 l.b)

Figura 12.12. reprezintă schema unei preparări pentm o incmstaţie metalică ocluzală pe un molar mandibular cu menţionarea funcţiilor biomecanice îndeplinite.

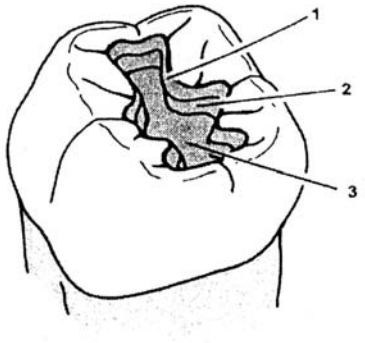


Fig. 12.12. Schema preparârii cavitâţii pentru incrustaţie ocluzală

1. Bizou ocluzal: integritate marginalâ.
2. Perete vertical: retenţie şi stabilitate. 3. Perete pulpar: rezistenţă.

12.2.3. PREPARATII PENTRU INCRUSTATIILE PROXIMO - OCLUZALE

Incmstaţiile proximo-ocluzale se indicâ la **premolari sau molari** ce prezintă **carii de mărime redusă sau obturaţii anterioare** care reclamâ o restaurare ce cuprinde două suprafeţe: **mezială şi ocluzală** sau **distală şi ocluzală.** Incrustaţia se confecţionează din materiale mai rezistente (aliaje, ceramică, mai rar materiale compozite).

Conturul marginal şi forma de rezistenţâ se realizează aproximativ ca şi la cavităţile pentru amalgam. Retenţia este legată de cea mai lungă axă unică de inserţie.

Dislocarea incmstaţiei spre spaţiul interdentar se previne prin retenţia m coadâ de rândunică preparată ca la obturaţiile de clasa a II-a. Prepararea cavitâţii de retenţie se face ca şi la cavităţile de clasa 1 pentru inlay.

Prepararea cavităţilor ocluzale pentru inlay nu se deosebeşte de preparările pentru obturaţii plastice m ceea ce priveşte conturul marginal, forma de rezistenţă şi exereza dentinei ramolite. Deosebirile se referă la conformarea pereţilor cavităţii şi a unghiului dintre pereţi şi suprafaţa dintelui (muchia marginală).

Pereţii axiali vor forma cu planşeul cavităţii un unghi obtuz, asigurând o divergenţă de 5-6°. Unghiul format de peretele cavităţii cu suprafaţa dintelui este de obicei de 90-95°. Se bizotează un unghi de 45°.

Prepararea cavitâţii de retenţie se realizează cu o frezâ cilindro-conicâ aplicând-o iniţial la nivelul unei fosete de pe suprafaţa ocluzală. După ce s-a început excizia, operaţiunea se continuă de-a lungul şanţului central al suprafeţei ocluzale, menţinând intrumentul în direcţia unde se deplasează piesa. Se urmăresc toate şanţurile existente la nivelul suprafeţei ocluzale, realizând apoi cavitatea cu o adâncime de aproximativ 1,5 mm. 0 atenţie deosebitâ trebuie

acordată localizârii conturului marginal al cavității. Acesta nu trebuie sâ fie situat în zona contactelor ocluzale. Dacă există vreo incertitudine cu privire la localizarea acestor contacte, se marchează cu hârtie de articulație.

Conturul ocluzal trasat este destul de îngust m această etapâ. El va fi extins atunci când se adaugă bizoul ocluzal. în scopul asigurării unei stabilități maxime, peretele pulpar trebuie să fie plan, la o adâncime egalâ şi perpendicular pe axa de inserție a preparării (fig. 12.13.a),

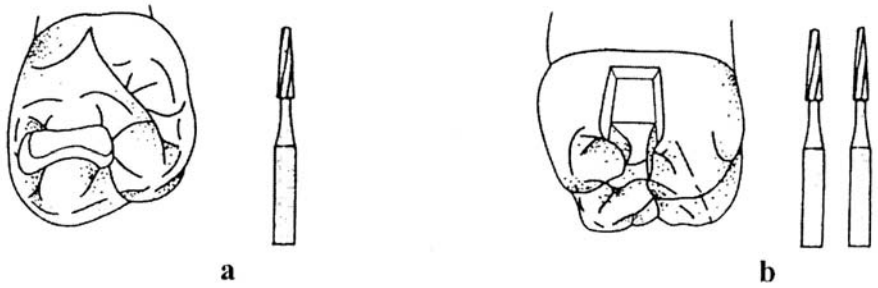


Fig. 12.13. Etape ale preparării unei cavități pentru o incrustatie proximo-ocluzală:
a — prepararea cavitâții de retenție; b — prepararea cavității verticale

Se continuâ cu conformarea cavitâții verticale care se prepară neretentivă. Lârgimea istmului poate fi mai redusă ca la obturațiile de amalgam, metalul fiind mai rigid. Cavitatea proximală se extinde vestibular şi oral până în punctul în care se desființează contactul cu dintele adiacent. Se creează unghiurile vestibulare şi orale pentru a definitiva cavitatea. Muchia dintre peretele pulpar şi parapulpar se bizotează pentm a pennite o adaptare corectă (fig. 12.13.b).

Peretele gingival poate fi conformat m unghi drept cu peretele pulpar sau puțin înclinat înspre interior. în nici un caz nu va fi înclinat spre exterior pentm a nu prejudicia forma de rezistentă (fig. 12.14.).

Se bizotează apoi pereții vestibulari şi orali ai cavității verticale cu ajutorul unui instmment diamantat m formă de flacără. Bizotarea ridică probleme la nivelul pereților axiali, sub punctul de contact. Bizoul va fi mai larg folosind discuri de hîrtie. La nivelul peretelui gingival se indică bizotatoare de prag gingival.

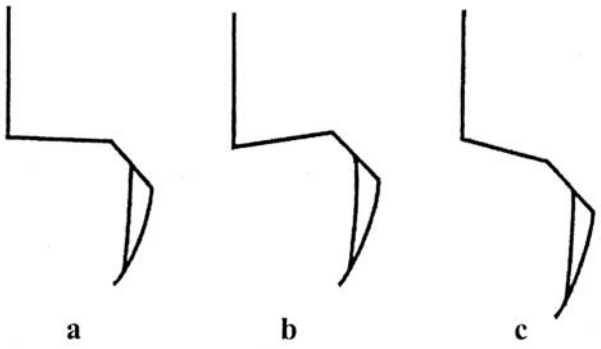


Fig. 12.14. Prepararea pragului gingival la cavitați de clasa a II-a. Pragul poate fi în unghi drept (a) sau înclinat spre peretele parapulpar (b). Pragul înclinat, care fornieazâ un unglii obtuz cu peretele parapulpar (c) nu asigură forma de rezistență.

Figura 12.15. prezintă schema unei preparări de cavitate de clasa a II-a pentm un inlay la un molar superior.

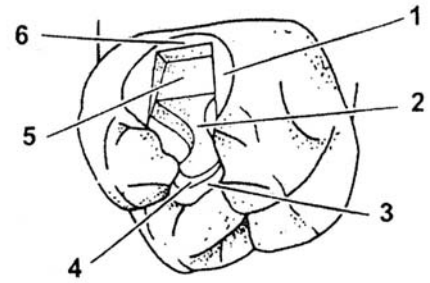


Fig. 12.15. Schema unei preparâri de cavitate de clasa a II-a pentru inlay (molar maxilar) 1. Bizou al pereților axiali:integritate marginalâ. 2. Istm: retenție, stabilitate şi rezistența structuralâ. 3. Bizou ocluzal: integritate marginala. 4. Cavitate de retenție: retenție, stabilitate şi rezistență structurală. 5. Cavitate verticală: retenție, stabilitate şi rezisten(ă structurală. 6. Bizou gingival: integritate marginală.

Pentru a mări retenţia unei incmstaţii proximo-ocluzale, la nivelul cavităţii de retenţie se poate prepara un cep ocluzal (fig.12.16.).

12.2.4. PREPARAŢII PENTRU INCRUSTAŢIILE M.O.D.

M.O.D. este un termen care se referâ la designul (topografia) cavităţii. Termenul de **onlay M.O.D.** desemnează o **incrustaţie intra-extra tisulară cu protecţie ocluzală.** Cu toate că **onlay-ul M.O.D.** utilizează aproape exclusiv retenţia intracoronară, încorporarea protecţiei ocluzale în acest design îl face să fie şi o restaurare extracoronară cu acoperire parţială.

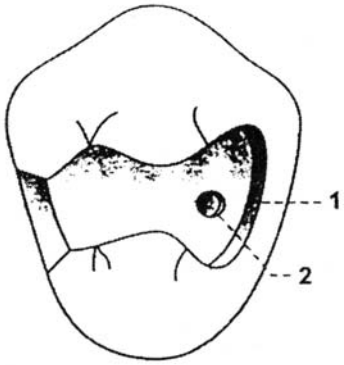
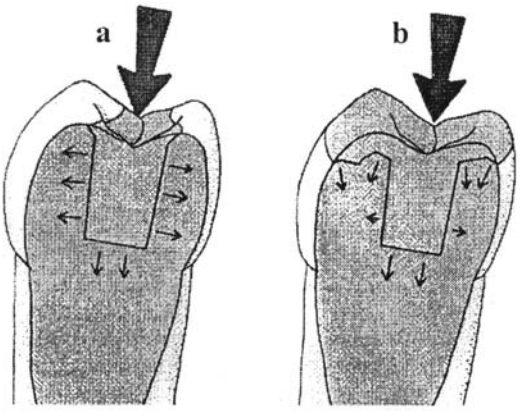


Fig.12.16. Cavitate preparatâ pentru incrustaţie proximo-ocluzală cu extensie în tbrmă de coadă de rândunică (1) şi cep ocluzal (2)

Retenţia utilizată de restaurările intracoronare este de tip **„ic",** ceea ce tinde să exercite presiune din centru spre exteriorul dintelui. Această forţă este cea mai mare m cursul verificării şi cimentării, dar ea se repetă atunci când forţele ocluzale se exercită asupra dintelui. Pentru ca restaurarea să aibă succes, ea trebuie sâ fie susţinută de un miez de dentină sănătoasâ, sau trebuie folosite anumite mijloace de distribuire a forţelor astfel încât să devină nedistructive pentru ţesuturile dentare restante.

Aspectul m formă de ic al inlay-ului creşte riscul la fractură dacă nu se protejează cuspizii restanţi (fig.12.17.). Inlay-ul înlocuieşte doar stmcturile dentare absente, dar nu asigură protejarea structurilor restante. Dacă dintele necesită o protecţie faţă de forţele ocluzale, acea protecţie poate fî obţinută prin utilizarea unei placâri dm aliaj turnat peste suprafaţa ocluzală, de aceea vorbim în această situaţie de onlay M.O.D.



.Fig. 12.17. Distribuţia solicitărilor funcţionale la un inlay M.O.D. (a) şi la onlay M.O.D. (b).

Prepararea cavităţii pentru un onlay **M.O.D.** începe cu îndepărtarea vechilor restaurări. Urmează prepararea suprafeţei ocluzale astfel încât la nivelul cuspizilor de sprijin să se obţină un spaţiu faţă de antagonişti de 1,5 mm, iar la nivelul cuspizilor de ghidaj 1 mm.

Se utilizează în acest scop un instrument diamantat cilindro-conic cu vârf rotunjit şi o freză de carbură de tungsten cilindro-conică. Se începe şlefuirea suprafeţei ocluzale prin realizarea şanţurilor de orientare la nivelul cuspizilor şi şanţurilor principale. Acestea trebuie să aibe o adâncime de 1,5 mm la nivelul cuspizilor de sprijin şi 1,0 mm la nivelul cuspizilor de ghidaj. Şlefuirea ocluzală se va realiza prin îndepărtarea stmcturii dentare restante între şanţurile de orientare. Reducerea trebuie sâ urmărească contumrile originale ale cuspizilor reproducând

planurile înclinate ale suprafeței ocluzale (fig. 12.19.a). Apoi se realizează şanțuri de orientare de adâncime de 1,5 mm pe versantele exteme ale cuspizilor de sprijin ce se prelungesc până la nivelul care va marca ulterior localizarea pragului ocluzal. Se finalizează reducerea pentm bizoul cuspidului de sprijin îndepărtând structura dentară restantă între şanțurile de orientare.

Acest bizou larg de pe cuspizii de sprijin va asigura o grosime corespunzătoare metalului (fig. 12.19.b).

Ulterior se crează un prag ocluzal care va marca zona terminală a preparației. Aceasta se realizează cu o freză cilindro-conică de carbură de tungsten urmărind zona terminală a bizoului cuspidului de sprijin. **Pragul va avea o lățime de 1 mm şi va fi plasat la 1 mm gingival de contactul ocluzal cel mai decliv.** El va fi preparat cu bizou sau în chanfrein larg (fig. 12.19.c).

Istmul, preparat cu pereți netezi şi uşor divergenți, asigură rigiditate şi într-o oarecare măsură retenție şi stabilitate restaurării metalice (fig. 12.20.a).

Urmează prepararea cavităților proximale, desființarea contactului dintre pereții vestibulari şi orali cu dintele adiacent, evazarea pereților axiali şi exprimarea unghiurilor interne ce le formează cu peretele parapulpar (fig. 12.20.b).

Evazarea pereților se realizează după terminarea preparării cavităților proximale, pentru a nu prejudicia retenția m caz de inversare a succesiunii fazelor. Evazarea se realizează cu instmmente diamantate m formă de flacără sau cu dălți drepte pe fețele mezio-vestibulare vizibile (fig. 12.20 c).

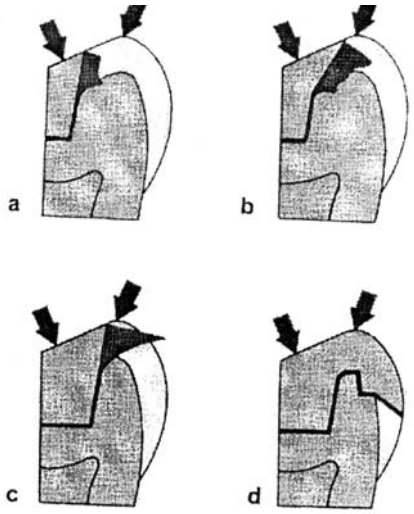


Fig. 12.18. într-un studiu de analiză a stress-ului cu metoda elementelor finite cu modele generate pe computer, Farah şi colab. au demonstrat clar potențialul de producere a stress-ului în inlay-urile obişnuite (a) şi câteva variații comune în design-ul standard al acestora. Stress-ul este evidențiat în aceste ilustratii printr-o colorație neagră. Un bizou supraextins creşte stress-nl până la un nivel periculos (b). Un inlay care este prea larg poate conduce la o tractură în striictura dentară datorită extinderii stress-ului generat (c). Utilizarea uniii onlay, pe de altă parte, păstrează stress-ul la un nivel redus, ceea ce nu creează pericol pentru structura dentară restantă (d)

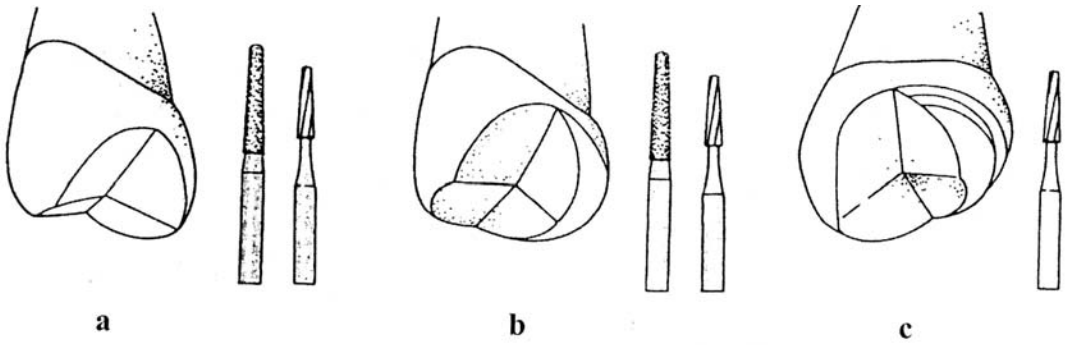


Fig. 12.19. Etape ale preparării unei cavități pentru onlay MOD:

a— planurile de şlefuire reducțională a suprafeței ocluzale; b —bizotarea suprafeței externe a cuspidului de sprijin; c —prepararea praguluiocluzal

De-a lungul pragului gingival al ambelor cavități proximale se realizează un bizou îngust (cu lățime de 0,5-0,7 mm) cu ajutoml unui instmment diamantat în formă de flacără. Bizoul ar trebui să se unească cu evazările de pe pereții vestibulari şi orali ai cavității fără a forma neregularități (fig. 12.21-a).

Zona terminală vestibulară şi orală se bizotează pe o lățime de 0,5-0,7 mm (fig. 12.21 .b).

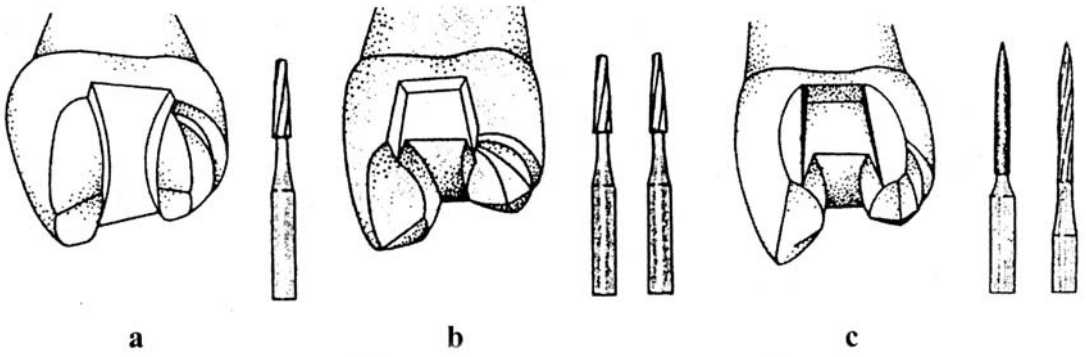


Fig. 12.20. Etape ale preparării unei cavități pentru onlay MOD:
prepararea cavității proximale; c — evazarea pereților vestibulari şi orali ai cavitații proximal

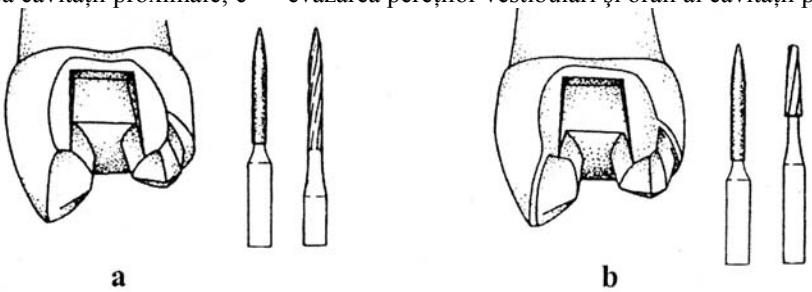


Fig. 12.21. Conformarea bizourilor la nivelul unei cavități preparate pentru un onlay MOD:
a— bizou cervical; b — bizou vestibulo-oral

Figura 12.22. reprezintă schema unei preparări pentru un onlay M.O.D. pe un premolar maxilar cu menționarea funcțiilor biomecanice îndeplinite.

Prepararea la un molar inferior este diferită de cea a unui dinte lateral superior, bizoul cuspidian şi pragul ocluzal fiind realizați pe cuspidul vestibular (cuspid de sprijin). în plus, bizoul lingual (cuspid de ghidaj) poate fi mai larg, deoarece nu este o zonâ cu valoare estetică. Mai importantă este rezistența structurilor dentare şi protetice (fig. 12.23.).

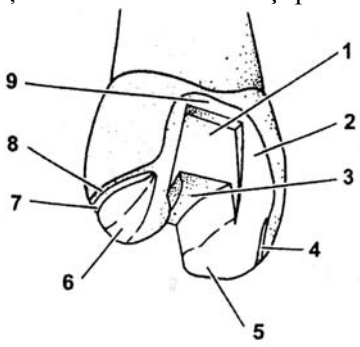


Fig. 12.22. Schema preparării cavității pentru un onlay M.O.D. (premolar superior)

1. Cavitate proximală: retenție, stabilitate, durabilitate.
2. Evazare proximală: retenție, stabilitate, durabilitate.
3. Istm: durabilitatea structurilor dentare şi protetice.
4. Bizou vestibular: integritate marginalâ.
5. Şlefuirea ocluzală: durabilitate structuralâ.
6. Bizou al cuspidului de sprijin: durabilitate structurală.
7. Prag ocluzal: rezistențâ structurală.
8. Bizou al pragului ocluzal: integritate marginală.

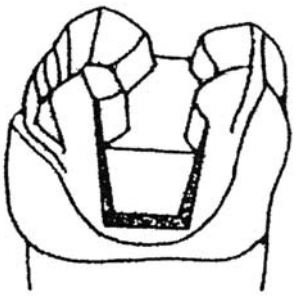


Fig. 12.23. Schema preparârii unei cavități M.O.D. pentru onlay la un molar interior

între bizou şi evazarea proximală nu trebuie sâ se formeze un unghi exprimat ocluzo-proximal. Trecerea trebuie să se facâ pe neobservate.

12.2.5. CARACTERISTICI ALE PREPARAȚIILOR PENTRU INCRUSTAȚII CERAMICE, DIN COMPOZIT ŞI INTEGRAL CERAMICE

Caracteristici ale cavităților preparate pentru incrustaţii ceramice realizate pe folie de platină:

- dimensiunile generale ale unei cavităti preparate pentru o incmstaţie ceramică sunt în mod obişnuit mai mari decât cele pentru o incrustaţie metalică: apare astfel o creştere a rezistenței, retenției şi o manipulare mai comodă a incrustației ceramice;
- fundul cavității va fi mai degrabă plat şi se va întâlni cu ceilalți pereți ai cavității m unghiuri uşor rotunjite;
- contururile cavității nu prezintă nici un unghi ascuțit pentru a evita ruperea foliei la un nivel la care adaptarea incrustației trebuie să fie deosebit de rigiiroasă. Cu alți termeni, liniile convexe şi concave vor avea o rază mare, liniile drepte, dacă există, vor fi scurte, iar legăturile se v.or face prin intermediul unor curburi largi;
- marginile nu vor fi bizotate, datorită fragilității lamelor subțiri de ceramică care ar acoperi bizoul;
- de câte ori va fi posibil, pentru suprafete plane sau convexe, unghiul ocluzal al incmstației va fi de 90°. Pentru suprafețele concave, acest unghi va fi întotdeauna mai mare de 70°;
- retenția deja asigurată de fimdurile plate şi profimzimea cavității va putea fi îmbunătățită de o ancorare în profunzime (dispozitiv dentinar);
- în cazul incrustaţhlor proximo-ocluzale, când este necesară extensia m formă de coadâ de rândunică, designul său va include întotdeauna un istm foarte larg;
- dacă fundul cavității este denivelat, el se poate nivela cu obturația de bază, de preferat un liner din **CIS.**

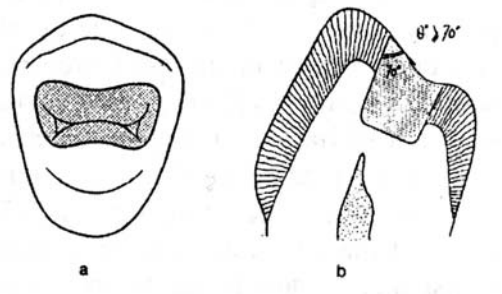


Fig. 12.24. Prepararea cavitâ(ii pentni incrustație oduzala , ceramică arsa pe folie de platină:
a - vedere ocluzalâ; b - secțiune vestibulo-oralâ

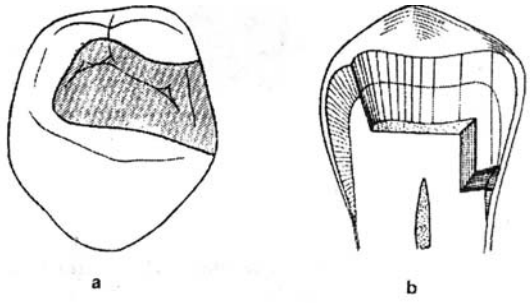


Fig. 12.25. Prepararea cavitâții pentru incrustație proximo-ocluzalâ arsâ pe folie de platina:
a- vedere ocluzală; b - secțiune nieziu-distalâ

Caracteristici ale preparărilor pcnțru incrustații din compozit

Prepararea cavității pentm inlay-ul dm compozit se face îndepărtând sau nu vechea

obturație de amalgam, urmează exereza dentinei ramolite şi crearea unei noi cavități.

Există câteva caracteristici ce trebuie să le îndeplinească cavitățile preparate pentru incmstațiile din compozit, care le deosebeşte de cele pentru inlay-urile din aliaje nobile şi

anume:

-pereții cavității trebuie să fie uşor divergenți (10-20°);

- nu există bizou la nivelul suprafeței ocluzale a cavității;

" *- dacă marginea gingivală se realizează la nivelul smalțului, se poate face bizou la nivelul pragului gingival;

- preparările pentm onlay pot avea bizou la nivelul zonelor vestibulare şi orale pentru îmbunătățirea aspectului estetic şi a retenției;

- se pot realiza forme de casete, dar trebuie sâ aibă unghiurile rotunjite;

- prepararea se va realiza cu ajutorul unei freze fisură sau a unui instrument diamantat cilindro-conic cu vârful rotunjit, fiind foarte important sâ nu existe retentivități sau neregularități la nivelul cavității;

- limitele preparării nu trebuie să fie situate la nivelul zonelor de contact ocluzal datorită riscului de fractură a marginii restaurării;

- trebuie evitate pe cât posibil şanțurile; t

- adâncimea cavității trebuie sâ fie de minim 1,5 mm, terminându-se la 0,5 mm în dentină (grosimea inlay-ului trebuie să fie de minim 1 mm în zonele unde nu există concentrare de stress şi cel puțin 1,5 mm în zonele de contact ocluzal);

- toate marginile suprafețelor proximale sunt extinse vestibular şi oral către dinții adiacenți, pentru a putea permite o fmisare corectă cu discuri şi benzi.

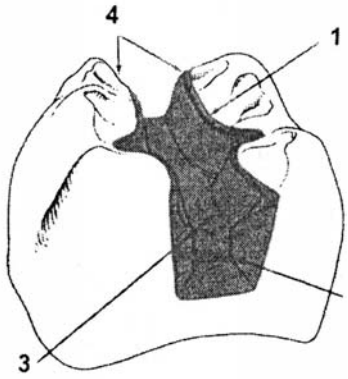


Fig. 12.26. Caracteristicile unei cavități preparate în vederea inserării unei incrustații integral ceramice:
1. Muchia marginală ocluzală conformată în chanfrein sau fără bizou convențional.2. Unghiuri şi muchii rotunjite.3. Planşeul preparării plan sau concav urmărind forma suprateței ocluzale. 4. Pereți axiali uşor divergenți.

Particularități ale cavităților preparate pentru incrustații integral ceramice

Proprietățile materialelor şi cerințele laboratoarelor din cursul confecționării acestor incmstații integral ceramice necesită anumite modificări ale regulilor de preparare ale cavitâților față de cele aplicate în cazul incrustațiilor tumate.

Toate muchiile şi unghiurile sunt rotunjite, pentru a facilita elaborarea restaurărilor în laborator şi pentm a diminua riscul propagării fracturilor m interioml incmstațiilor (fig. 12.26.). Pe de altă parte, spre deosebire de inlay-urile şi onlay-urile tumate, incmstațiile integral ceramice nu necesită prepararea unui bizou la nivelul marginilor cavității pentru a obține o cimentare corectă a restaurării la acest nivel. Spațiul dintre inlay şi dinte este completat de către cimentul diacrilic care este puțin solubil m apă şi care aderă în acelaşi timp atât la dinte, cât şi la incmstație. Bizoul ocluzal este contraindicat deoarece el este insoțit de realizarea unei margini foarte fine şi fragile din ceramică ce va tinde să se fractureze chiar în momentul verificării incrustației. Totodată este evident că o muchie marginală preparată m chanfrein, limitată la nivelul smalțului, va permite o cimentare marginalâ mai

eficientă. Faptul se produce datorită prismelor de smalț orientate perpendicular la acest nivel. Această extensie a ceramicii va favoriza şi obținerea unei fuziuni a culorilor restaurării cu cele ale stmcturii dentare acoperite, asigurând o zonă de trecere imperceptibilă între dinte şi ceramică.

Principiul fundamental al preparărilor pentru incmstații integral ceramice este consevator: **păstrarea tuturor structurilor restante, restaurarea formei, funcției şi a rezistenței dintelui şi menținerea în timp a acestor caracteristici.**

Prepararea unei cavități de clasa 1 pentru inserarea unei incrustații integral ceramice

Se recomandă înlăturarea oricărei restaurări preexistente sau/şi a stmcturilor dentare compromise, înainte de a alege forma definitivă a preparării şi restaurării.

Izolarea dinților preparați este obligatorie. Se realizează după îndepărtarea obturațiilor vechi şi/sau a țesuturilor dentare compromise, ideal cu ajutorul digii. în această etapă, trebuie eliminată dentina infectată sau ramolită, iar dentina afectată trebuie controlată pentru a nu risca să compromitem noua restaurare.

Deoarece estetica reprezintă un obiectiv major, dentina afectată colorată trebuie îndepărată în totalitate chiar dacă din punct de vedere clinic este sănătoasă. Excepție face dentina afectată de pe peretele pulpar, deoarece ea poate fî mascată.

Forma cavității trebuie să fie realizată cât mai conservator posibil. Trebuie îndepărtate doar structurile dentare compromise. In plus, se realizează o formă care permite inserția noii restaurări.

Peretele pulpar al unei cavități preparate pentru un inlay integral ceramic trebuie să asigure stabilitatea restaurării. Acest lucm este obținut prin combinarea unei reduceri judicios calculate a structurii dentare cu aplicarea unei obturații de bază din **CIS** pentm a obține forma de rezistență defmitivă.

ConHgurația peretelui pulpar poate să difere m funcție de profunzimea preparării. El nu trebuie să fi neapărat plan şi perpendicular pe axa dintelui cum este realizat în cazul incmstațiilor din aur. La cavitățile superficiale, m zona fosei centrale, restaurarea este subțire şi fragilă. In astfel de situații peretele pulpar trebuie să fie preparat m regiunea fosei centrale paralel cu planurile versantelor inteme cuspidiene, permițând astfel obținerea unei grosimi uniforme a ceramicii m întreaga restraurare.

Pereții axiali ai cavităților pentru incrustații integral ceramice trebuie să fie uşor mai divergenți dinspre peretele pulpar înspre suprafata ocluzală, decât în cazul preparărilor pentru inlay-uri tumate când divergența este de doar 6 -10°, favorizând retenția. Această divergență mărită facilitează inserția şi dezinserția restraurărilor m cursul fazelor de adaptare. Divergența nu trebuie însă exagerată prin îndepărtarea excesivă a stmcturilor dure dentare adiacente sănătoase.

Marginile ocluzale ale cavității preparate pentru un inlay integral ceramic nu se bizotează, pentru a evita posibilitatea fracturării marginilor subțiri ale incmstației în momentul inserării acesteia.

La ora actuală există două tendințe de preparare a marginilor ocluzale ale cavităților pentru incmstații integral ceramice: **prima susține lipsa oricărei preparații la acest nivel, iar cea de-a doua recomandă o preparație în chanfrein.**

Susținătorii preparației în chanfrein argumentează avantajul metodei prin: îmbunătățirea suprafeței de contact între incmstație - cimentul compozit - structură dentară, estetică îmbunătățită, risc de fracfură redus datorită grosimii suficiente a incrustației, retenție îmbunătățită datorită dispoziției favorabile gravajului acid a prismelor de smalț la nivelul marginilor.

Unghiurile interne în cazul cavităților preparate pentru incrustații integral ceramice trebuiesc rotunjite spre deosebire de incrustațiile metalice, când ele sunt ascuțite şi accentuate.

Pentru realizarea acestor unghiuri inteme rotunjite se recomandă utilizarea unui instmment diamantat specific cilindo-conic cu vârf plat şi unghiuri rotunjite ce prezintă două tipuri de granulații diferite **(„two grit"** Ceramic Inlay Preparation System [C.I.P.], CMS Dental) care s-a dovedit a fi cel mai eficient pentru acest scop. **Instrumentul prezintă la vârf pe o porțiune de 0,5 mm o pulbere diamantată cu granulație finâ, iar în restul porțiunii active o pulbere diamantată cu granulație mare.** Astfel se reduce considerabil riscul unei suprapreparații la nivelul peretelui pulpar, m special dacă există o bază de **CIS** care este mai puțin rezistent la abraziune comparativ cu structurile dure dentare.

Avantajele acestui instmment cu un design modem constau în: realizarea unui perete pulpar plat, pereți axiali cu divergență ideală determinatâ de conicitatea instmmentului, unghiuri rotunjite între pereții axiali şi peretele pulpar, pereții axiali retentivi (datoritâ celor două tipuri de granulații de pe tijâ) care măresc suprafața de adeziune chimicâ şi cresc retenția mecanică, asigurarea unei margini ocluzale precise pe care se poate prepara un chanfrein.

Prepararea unei cavitâți de clasa a II-a pentru inserarea unei incrustatii integral ceramice

Când leziunea carioasâ cuprinde atât suprafețele proximale cât şi ocluzale se impune realizarea unei cavitâți compuse dm două sau trei cavități.

Inițial se îndepărtează dacă este cazul restaurârile preexistente. Conturul preparării include inițial şanțurile, fosele şi fosetele atinse de procesul carios, iar ulterior prepararea se va extinde cu ajutoml unui instmment diamantat special cum ar fi C.I.P. nr.l, până la atingerea crestei marginale. Apoi freza este deplasată într-o direcție perpendiculară pe fosa centrală până în interiorul crestei marginale. Se continuă prepararea cavității proximale spre zona cervicală în regiunea m care se extinde procesul carios şi spre zonele vestibulare şi orale cu desființarea zonelor de contact sau pânâ în apropierea lor pentru a evita posibila lezare a dinților vecini. Desființarea punctului de contact se poate realiza cu dăltițe de smalț foarte ascuțite, cu instmmente diamantate conice cu granulație ultrafină sau cu freze de finisat din carburâ de țungsten.

Dacâ aria de contact este lată în sens **V-0** - aşa cum apare între doi molari - nu este necesarâ extinderea cavităților înspre vestibular sau oral. Extinderea poate fi limitată m interiorul ariei de contact, acest lucru fiind indicat în cazul unei carii de dimensiuni reduse şi dacă forma de preparare clasică ar conduce la o mutilare suplimentară a dintelui. Ulterior se examinează structurile dure dentare restante pentru stabilirea defmitivă a formei de rezistențâ a cavității, axei de inserție a viitoarei incmstații cât şi localizarea şi forma marginilor cavității preparate, după care se fmisează cu ajutorul unui instmment special, de exemplu freza C.I.P. nr.2.

Pereții axiali trebuie să fie uşor divergenți pentru a facilita inserția restaurării fară a apărea fenomenul de fricțiune. Muchiile dintre preparările ocluzale şi cele proximale trebuie rotunjite. Curbura pereților vestibulari şi orali este aplatizată. :

Peretele pulpar poate să fie conformat m formă de V la nivelul fosei centrale pentm a obține la acest nivel o grosime mai mare a ceramicii. Profunzimea cavității trebuie să fie cuprinsă între 1,5-2,5 mm cu excepția zonelor m care existâ procese carioase mai profunde. Muchia suprafeței ocluzale se poate prepara cu chanfrein.

în cazul restaurărilor ce trebuie confecționate pe dinții ce prezintă cuspizii fracturați este necesară încorporarea acestora în **onlay-uri integral ceramice.**

Prepararea dinților m aceste situații trebuie să respecte următoarele caracteristici: reducerea uniformă cu 1,5-2 mm a înălțimii cuspizilor, zona terminală a preparării trebuie

conformată în chanfrein, unghiurile preparârilor cuspidiene trebuie să fie rotunjite pentru a evita propagarea unor fracturi datoriră unghiurilor ascuțite.

Scopul preparârii trebuie să fie posibilitatea elaborării unei restaurări integral ceramice cu formele geometrice cele mai simple posibile şi care poate să protejeze dintele datorită unei forme de rezistență mai bine adaptate. .

Prepararea unei cavități de clasa a III-a pentru inserarea unei incrustatii integral ceramice

în cazul acestor tipuri de restaurări este utilă limitarea extinderii preparării de pe față vestibulară în vederea menținerii esteticii.

în cele ce urmează vor fi enumerate două indicații particulare de restaurare a cavității de clasa a III-a cu incmstații integral ceramice: **o restaurare masivâ de amalgam sau compozit** aplicat prin tehnică directă la nivel mezio sau disto-oral al unui canin care perturbă pe lângă estetică şi relațiile de contact cu dintele adiacent; cea de-a doua la nivelul unor margini incizale putemic subminate sau a unor suprafețe proximale pe incisivi, îmbunătățind estetica şi evitând potențialele fracturi.

Prepararea cavității începe dinspre suprafața orală cu ajutorul unei freze din carbură de tungsten m formă de pară care asigură accesul. Se continuă apoi cu un instmment diamantat C.I.P. nr. 2 care va extinde cavitatea de acces în direcție incizală sau gingivală, fară a desființa aria de contact proximală. Orice porțiune de smalț nesusținută la nivelul ariei de contact este îndepărtată cu ajutorul unei dăltițe sau cu o frezâ din carbură de tungsten de formă conicâ, iar pereții gingivali şi incizali sunt finisați cu ajutoml aceleiaşi freze din carbură de tungsten.

Este esențial ca prepararea să nu se extindă incizal, gingival sau pulpar mai mult decât este absolut necesar pentru îndepărtarea leziunilor carioase şi realizarea unei axe de inserție.

Forma conturului trebuie să fie realizată în funcție de: extinderea leziunii, necesitatea realizării unei axe de inserție-dezinserție favorabile, necesitâțile tehnice care facilitează realizarea m laborator a incmstației.

Prepararea unei cavitâți de clasa a IV-a pentru inserarea unei incrustatii integral ceramice

In cazul unei cavități de clasa a IV-a, incmstația va înlocui țesutul dentar de la nivel incizal sau/şi proximal cu restaurarea unghiului incizal.

Prepararea implică atât îndepărtarea tuturor leziunilor carioase cât şi netezirea liniei de fractură perpendicular pe suprafețele vestibulare şi orale a dintelui. Ulterior, la nivelul suprafeței vestibulare se va realiza un bizou larg sau dacă smalțul permite se va realiza un chanfrein. Suprafața orală este preparată fară prag sau într-un minichanfrein la nivelul frontalilor maxilari.

12.3. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE PARTIALE

Coroanele parțiale acoperâ, m general, mai multe fețe ale unui dinte cu excepția celei vestibulare. Sunt folosite atât pentm **restaurări unidentare** cât şi ca **elemente de agregare.**

Coroanele parțiale pot acoperi una, două sau trei din patru fețe la incisivi si canini (1/4, 2/4, 3/4), respectiv trei din patru, trei din cinci, patm din cinci şi şapte din opt (3/4, 3/5, 4/5, 7/8), la premolari şi molari. Cele mai frecvent utilizate sunt cele 3/4 şi 4/5 (cele 7/8 se fac doar pe molarul prim superior) - vezi cap 7.2.2. în ordinea frecvenței coroanele parțiale se indică pe canini, premolari şi incisivul central. Se pot aplica şi pe molari în anumite situații clinice. Există diverse variante de preparații pentru o coroană parțialâ. Ori de câte ori este posibil, se va prefera o restaurare cu acoperire parțială mai degrabă decât una de acoperire totală deoarece aceasta conservă mai mult din suprafața coronară a dintelui. Deplasarea vestibulo-orală a restaurârii este împiedicată de caracteristicile intracoronare ale preparației (cavitățile, treptele şi şanțurile proximale). Deoarece coroanele parțiale nu acoperă întreaga suprafață coronară, ele tind să fie mai puțin retentive decât coroanele de înveliş şi au o rezistență mai mică la deplasare.

Coroana Carmichael

Este o coroanâ 3/4 tumată, farâ şanțuri proximale. Stabilitatea coroanei este asiguratâ prin încercuirea laterală a bontului.

Coroana Carmichael este coroana parțială care necesită **cel mai mic sacrifîciu de substanță în cazul dintelui vital.** Retenția sa mecanică mai redusâ nu o indică drept element de agregare al unei proteze parțiale fixe. (cap. 7.2.2.3.)

Coroana parțială cu şanțuri proximale şi trepte orale sau ocluzale

Este coroana parțială, cu cea mai mare retenție şi rezistență mecanică.

în cazul coroanelor de înveliş, retenția şi rezistența mecanică, în special rezistența la încovoiere, este dată de încercuirea completâ a bontului (inel închis). Deschiderea inelului la coroana parțială presupune realizarea unor elemente suplimentare cu rol de retenție şi rigidizare. Prepararea unor şanțuri proximale şi a unei trepte orale sau ocluzale va permite inserarea coroanei parțiale într-o singură poziție stabilă.

Coroana parțialâ Rank

Coroana parțială după Rank presupune realizarea mai multor şanțuri de retenție proximale şi este prevăzută cu pinuri parapulpare palatinale. (fig. 12.27.d)

Coroana cu „gheare" concepută de Vest ,

Coroana parțială cu „gheare" după Vest a luat naştere prin modifîcarea coroanei Carmichael. Două „gheare" radiculare completeaza încercuirea proximal orală, crescând retenția coroanei labont. (vezi cap 7.2.2.3.)

Coroana cu prag după Brekhus

Coroana lui Brekhus este o coroană parțială cu prag care derivă din coroana jacket. Pragul se realizează doar pe suprafețele proximale şi pe cea orală, suprafața vestibulară rămânând nepreparatâ. Pentru a asigura stabilitatea corespunzătoare a coroanei este necesară prepararea unor şanțuri proximale. (fig. 12.27.c)

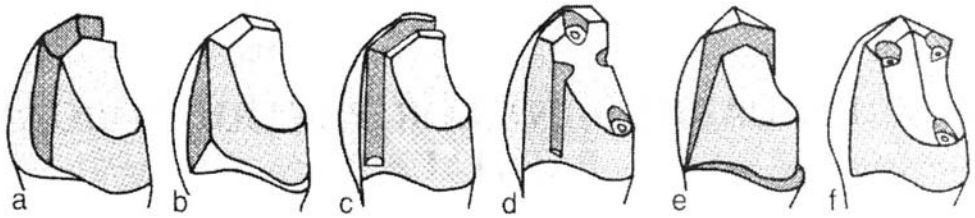


Fig. 12.27. Diferite tipuri de preparații pentru coroane parțiale: a) coroana parțială după Brekhus; b) coroana parțialâ cu gheare, după Vest;c) coroana parțialâ Carmichael; d) coroana parțialâ după Rank; e) coroana parțială după Vest şi Brekhus;f) plâcuță palaținală agregată cu ajutorul unor pin-uri (53)

Prepararea bonturilor pentru coroanele parțiale

Dinții aleşi pentru exemplificările de preparații care urmează sunt premolarii, ei fiind recvent folosiți pentru restaurările parțiale. Trebuie spus că utilizarea coroan-elor parțiale pe linții frontali a scăzut comparativ cu utilizarea din ce m ce mai frecventă a **CMMC.** Totuşi ele unt utilizate adeseori ca elemente de agregare pentru canini. Pe dinții laterali tehnica ilustrată •oate fi adaptatâ, cu o variație minimă, pentru alți dinți. Atât pentm prepararea dinților frontali ât a celor laterali, se cere o atenție deosebită şi o precizie, dacă restaurările parțiale se doresc a fi > altemativă de succes (conservatoare) față de restaurările cu acoperire totală. **Obiectivele preparării bontului:**

a) Stabilirea conturului marginal,
b) Crearea formei de retenție şi stabilitate,
c) Crearea formei de rezistență,
d) Prepararea pereților axiali,
e) Prepararea zonei terminale gingivale.

a) Stabilitatea conturului marginal. Marginile vestibulare ale coroanei parțiale trebuie ilasate într-o zonă care sâ permită accesul pentru igienizare, dar în acelaşi timp sâ nu fie prea 'izibile. Vizualizarea metalului ar avea un efect negativ asupra esteticii, atât la nivelul marginii ncizale, cât şi a celor proximale.

Conturul marginal include şi marginile gingivale.

b) Crearea formei de retenție şi stabilitate

Rezultantele orizontale ale forțelor ocluzale tind să basculeze coroana parțialâ m direcție »rală şi să o rotească în sens mezio-(disto) oral.

Pentru a compensa retenția şi stabilitatea pierdute prin neacoperirea feței vestibulare (nu e mai realizează încercuirea) se crează **şanțuri m pereții proximali ai dintelui.**

Şanțurile proximale la dinții frontali trebuie să fie:

- paralele cu cele 2/3 incizale ale suprafeței vestibulare,
- paralele sau uşor convergente între ele (5^0-6^0).

Paralelizarea cu cele 2/3 incizale ale feței vestibulare oferă următoarele avantaje:

- permite plasarea marginilor m zone de acces pentru igienizare,
- încercuirea a trei sferturi din cimmferința dintelui,
- şanțurile vor fi mai lungi şi oferă mai multă rezistențâ decît şanțurile paralelizate cu xul lung al dintelui.

Pentru ca şanțurile să aibe o eficiență maximă, pereții orali trebuie să fie bine delimitați fig. 12.28.).

Rezistența la tensiune se obține prin direcționarea şanțului puțin spre colțul opus al lintelui - efect de zăvor (fig. 12.28.a). în absența unui perete oral bine defmit, cum ar fi şanțul m brmă de „V", rezistența la forțele rotaționale este mai scăzută (fig. 12.28.b). Dacă şanțul este •rientat vestibular şi nu oral, smalțul vestibular se va submina. Smalțul din vecinătatea narginilor restaurării, fiind subminat, se poate fractura în cursul adaptării coroanei parțiale sau lupă cimentare (fig. 12.28.c). Plasarea şanțurilor prea oral slăbeşte rezistența marginilor estaurării, care se pot deforma fiind prea subțiri (fig. 12.28 d).

Şanțurile proximale la dinții laterali trebuie să fie:

- paralele cu axul lung al dintelui;
- la unirea treimii vestibulare cu treimea mijlocie; marginile sale ajung astfel în zona de gienizare iar fundul şanțului va fi plasat vestibular de vârful papilei interdentare;

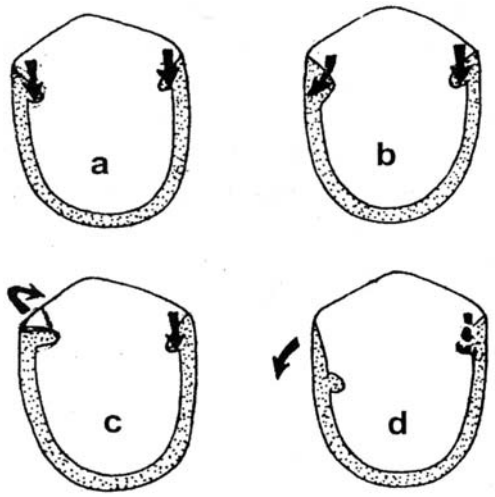


Fig. 12.28. Şanțuri proximale realizate corect sau incorect:a— pereți orali bine delimitați; b — perete oral oblic; c —perete de smalț subminat; d — șanț proximal prea oralizat.

- la dinții cu formă rotunjită în secțiune longitudinală șanțul va fi în formă de „U", forma de palalelogram indicând șanțuri ca de casetă („box like").

c) Crearea formei de rezistență

Șanțurile transversale crează lăcaș nervurilor orizontale care asigură rigiditatea coroanei parțiale. Nervurile verticale oferă rezistență structurilor marginale vestibulare.

d) Prepararea pereților axiali

Pereții opozanți proximali trebuie să fie cât mai paraleli între ei. Se admite o convergență de 5-6°. Prin conformarea lor ei trebuie să îmbunătățească retenția.

e) Zona terminală gingivală

Ca la orice coroană turnată, se preferă tenninația în chanferin.

Instrumentar necesar preparării

•Instmment diamantat cilindro-conic subțire cu vârf rotunjit (aproximativ 0,8 mm) (granulație medie sau mare).

•Instmment diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit de dimensiune normală aproximativ **1,2** mm (granulație fină).

• Instmment diamantat în formă de flacără, scurt, subțire şi efilat.

• Instrument diamantat pentru chanfrein.

•Instmment diamantat în formă de minge de fotbal sau roată de moară (granulație medie).

• Freze cilindro-conice sau fisurâ din carbid-tungsten.

• Freză rotundă de diametm mic din carbid-tungsten.

•Freză burghiu cu diametru mic.

• Freză con invers din carbid-tungsten.

• Pietre de fmisare.

•Oglindă.

• Sondă parodontală.

•Dălți.

Acesta este instmmentarul tipic pentru prepararea unei coroane parțiale. Pot fi folosite însâ şi instrumente suplimentare, m funcție de preferința practicianului. Instmmentele diamantate cu granulație medie sunt folosite pentru reducerea volumului, iar cele cu granulație fină pentru fînisare. Orifîciile pentru crampoane sunt preparate cu freze burghiu speciale şi finalizate cu o freză din carbură de tungsten. Frezele fisură sunt recomandate pentru prepararea cavităților şi marginilor, iar freza din carbid-tungsten con invers pentru prepararea bizourilor incizale. Instrumentele manuale pot fi utilizate pentru finisarea evazărilor proximale sau bizourilor. 0 sondă parodontală este de neînlocuit în evaluarea direcției şi dimensiumi m cadrul diferitelor **etape.**

12.3.1. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANA PARȚIALĂ 4/5

Coroana 4/5 acoperă 4 din cele 5 fețe ale unui dinte lateral, de obicei fața vestibulară rămânând liberă.

Cu excepția unui uşor bizou sau chanfrein plasat de-a lungul unghiului vestibulo-ocluzal, suprafața vestibulară a dintelui râmâne intactă. Celelalte suprafețe (incluzând suprafața ocluzală) sunt preparate pentru asigurarea unui spațiu pentru o restaurare tumată oarecum asemănătoare cu tehnica descrisă pentm prepararea unei coroane metalice turrfate, având în plus nişte şanțuri sau trepte suplimentare.

Prepararea dinților se face diferit la maxilar față de mandibulâ. La maxiîar zona terminală ocluzalâ se găseşte în dreptul unghiului vestibulo-ocluzal. La mandibulâ zona terminală se găseşte la 1 mm gingival de contactul ocluzal, deoarece cuspidul vestibular este cuspid de sprijin şi trebuie protejat.

12.3.1.1. PREPARAREA UNUI PREMOLAR MAXILAR PENTRU 0 COROANĂ PARȚIALĂ 4/5

^

Inainte de începerea oricărei preparații pentru o coroană parțială, va fi utilă marcarea cu un creion a localizării propuse a marginii preparării pe dinte. Punctele de reper astfel identificate vor servi ca repere m timpul diferitelor etape ale preparării.

1. Şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale se începe cu realizarea şanțurilor de orientare la o adâncime de 1,5 mm la nivelul cuspidului palatinal (de sprijin) şi de 1 mm la nivelul şanțului mezio-distal şi al cuspidului vestibular. Şlefuirea suprafeței ocluzale urmează profunzimea şanțurilor de orientare. Se indică instmmente diamantate cilindro-conice cu vîrf rotunjit (fig. 12.29.a). Urmează conformarea bizoului extem al cuspidului palatinal (fig. 12.29.b).

La fmalizare, mărimea spațiului interocluzal obținut este evaluat m poziție de **IM,** cât şi m toate mişcările excursive ale mandibulei.

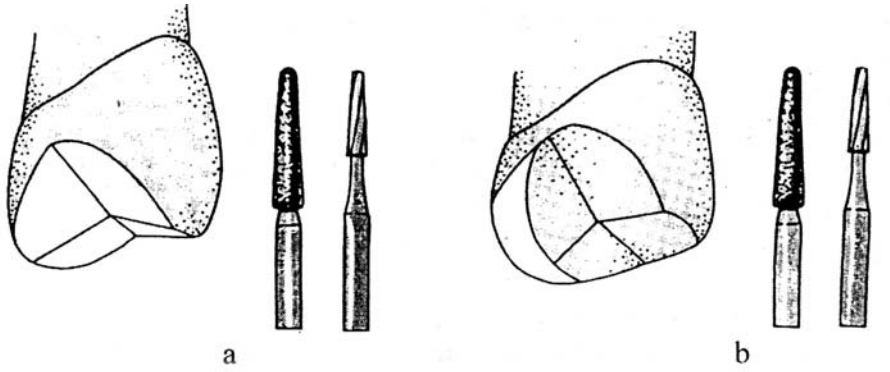


Fig. 12.29. Etape ale preparârii unuibont pentru o coroanâ parțialâ 4/5 (premolar maxilar):

a— şlefuirea reducționalâ a suprafeței ocluzale; b — realizarea bizoului de pe cuspidul de sprijin

2. Şlefuirea suprafeței palatinale debutează cu plasarea şanțurilor de orientare în centrul suprafeței orale şi m unghiurile mezio-orale şi disto-orale. Ele trebuie să fie paralele cu axul

lung al dintelui şi nu vor depăşi jumătate din grosimea vârfului instmmentului diamantat folosit. Pentru că axa de inserție a unei coroane parțiale este în mod particular critică, aceste şanțuri vor trebui evaluate cu mare atenție cât timp corectarea lor este încă posibilă. 0 greşeală obişnuită este înclinarea *oxei* de inserție spre vestibular. Aceasta fie că reduce retenția, fie conduce la o expunere excesivă a metalului. 0 sondă parodontală plasată m fiecare şanț va fi urmărită **cu** atenție în ambele planuri (mezio-distal şi vestibulo-oral).

După verificarea preparației, stmctura dentară restantă între şanțurile de orientare se îndepărtează (cu o mişcare plană continuă) utilizând un instmment diamantat pentru chanfrein, prelungind prepararea cât mai mult pe fețele proximale fară a leza dinții vecini (fig. 12.30.a).

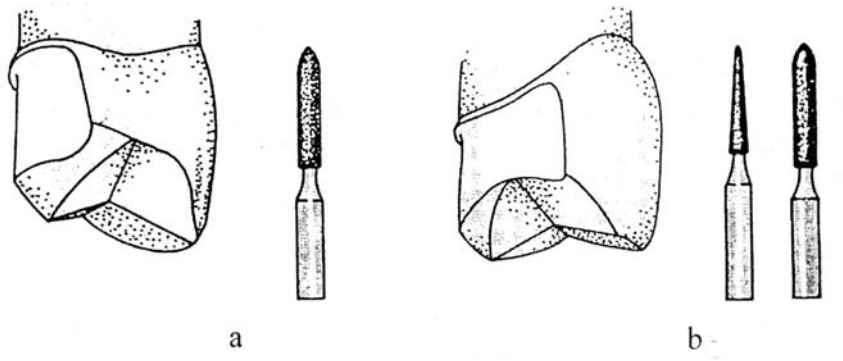


Fig. 12.30. Etape ale preparârii unui bont pentru o coroana parțiala 4/5 (premolar maxilar):

a— şlefuirea suprafeței palatinale; b — şlefuirea suprateței proximale

3. Şlefuirea reducțională a suprafețelor proximale urmăreşte într-un prim timp desființarea zonei de contact cu dinții vecini. Se indică un instmment diamantat în formă de flacără, scurt, subțire şi efilat. După ce s-a obținut acces, deretentivizarea şi paralelizarea pereților se realizează cu suprafețele axiale ale unui instmment diamantat pentru chanfrein (fig. 12.30.b)

Desființarea contactului interdentar m zona vestibulară a preparației se face cu un instmment diamantat m formă de flacără, dar efectul estetic este mai bun dacă se foloseşte dalta dreaptă din instmmentarul de mână Black. Zona terminală gingivalâ trebuie să fie în continuarea acelei de pe fața palatinală având aceeaşi conformație.

4. Prepararea şanțurilor proximale se face cu freze din carbid-tungsten cilindro-conice cu vârf plat. Se marchează, pe suprafața ocluzală, cu un creion, conturul viitorului şanț. Urmărind conturul desenat cu freza se schițează şanțul la o adâncime de 1 mm. Ținând freza paralel cu axa de inserție se prelungeşte şanțul inițial pe jumătatea distanței până la colet. După un control prealabil se definitivează pe toată lungimea lui (fig. 12.31.a).

La nivelul premolarilor, primul şanț se prepară pe fața mezială, criticâ pentru estetică şi după aceea pe fața distală, mai greu accesibilă. Paralelizarea celui de-al doilea şanț poate fi uşurată prin fixarea cu ceară a unei tije (freze) m şanțul preparat.

5. Prepararea şanțului orizontal, pe suprafața ocluzală, se face cu freza cilindro-conică cu vârfplat. Şanțul se plasează pe versantul palatinal al cuspidului vestibular şi uneşte cele două şanțuri proximale. Grosimea metalului de la nivelul şanțului transversal rigidizează coroana parțială şi protejează marginile subțiri. Forma şanțului este de treaptă (fîg. 12.31.b).

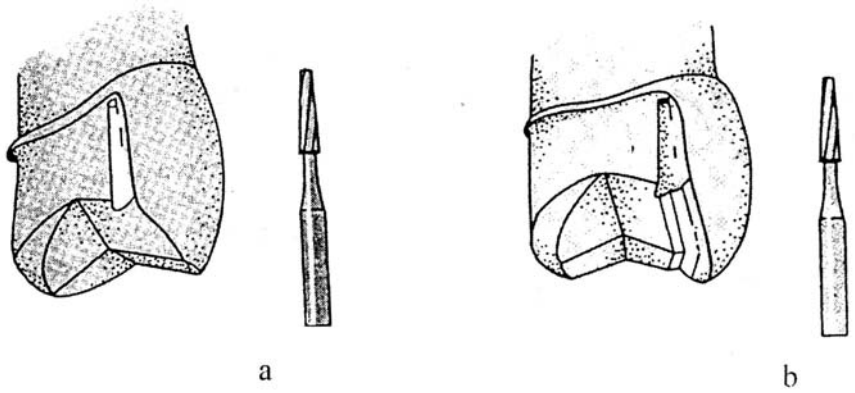


Fig. 12.31. Etape ale preparârii unui bont pentru o coroană parțială 4/5 (preinolar maxilar):
a— prepararea şanțului proximal; b — prepararea şantului orizontal

6. Crearea unui bizou terminal (0,5 mm) de-a lungul zonei vestibulo-ocluzale se realizează cu ajutorul unui instmment diamantat m formă de flacără sau al unei pietre montate cu granulație fină. Bizoul se va prelungi mezial şi distal pierzându-se în pereții vestibulari ai şanțului. Cu această ocazie se rotunjesc unghiurile cuspidiene meziale şi distale.

Figura 12.32. reprezintă schema unei preparări pentru o coroană parțială 4/5 pe un premolar maxilar cu menționarea funcțiilor biomecanice îndeplinite.

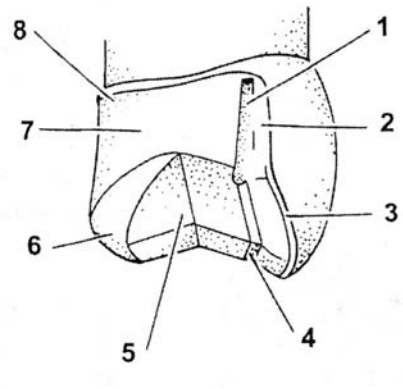


Fig. 12.32. Schemâ a prepararii unui bont pentru o coroană partială 4/5 (premolar maxilar)

1. Şanț proximal: retenție, stabilitate şi rezistențâ structurală.
2. Perete vestibular: integritate marginala.
3. Bizou vestibular: integritate marginalâ.
4. Şant transversal ocluzal: rezistențâ structurala.
5. Suprafața ocluzală: rezistența structurală.
6. Bizou extern pe cuspidul de sprijin: rezistența structurală.
7. Perete axial: retenție, stabilitate, rezistență structurală şi protectie parodontalâ.
8. Zonă terminalâ în chanfrein: integritate marginală şi protecție parodontalâ.

12.3.1.2. PREPARAREA UNUI MOLAR MANDIBULAR PENTRU 0 COROANĂ PAȚIALĂ 4/5

1. Şlefuire reducțională ocluzală, se face ca şi la tehnica descrisâ la premolari. Se reproduce morfologia naturală, asigurând un spațiu interocluzal de 1,5-2 mm la nivelul cuspidului de sprijin (vestibular) şi 1-1,5 mm la nivelul cuspidul lingual (fig. 12.33.a).

Se şlefuieşte un plan înclinat (bizou larg) pe versantul extem al cuspidului de sprijin. La terminația bizoului se prepară pe fața vestibulară un prag ocluzal, cu o lărgime de 1 mm şi la 1 mm de contactul ocluzal cel mai coborât. Prepararea este similară cu cea descrisă la onlayul MOD. Pragul îndeplineşte funcția şanțului orizontal descris la premolaml superior (fig. 12.33.b).

2. Prepararea suprafeței linguale se face după tehnica descrisă la suprafața palatinală a premolarului superior (fig. 12.34.a).

3. Şlefuirea suprafeței proximale începe cu desfințarea zonei de contact interdentar care se face cu un instrument diamantat scurt, m formă de flacără. Cu acelaşi instrument se **desființează contactul interdentar şi în zona vestibularâ. Dupâ crearea accesului şlefuirea reducțională se continuâ cu un instmment diamantat în chanfrein. Finisarea pereților şi a zonei terminale se face cu o freză chanfrein din carbid-tungsten (fig. 12.34.b).**

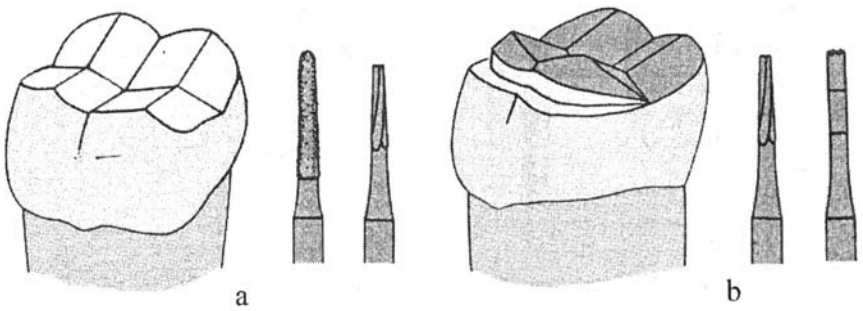


Fig. 12.33. Etape ale preparării unui bont pentru o coroană parțială 4/5 (molar mandibular):a— şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale; b — realizarea bizoului şi pragului ocluzal

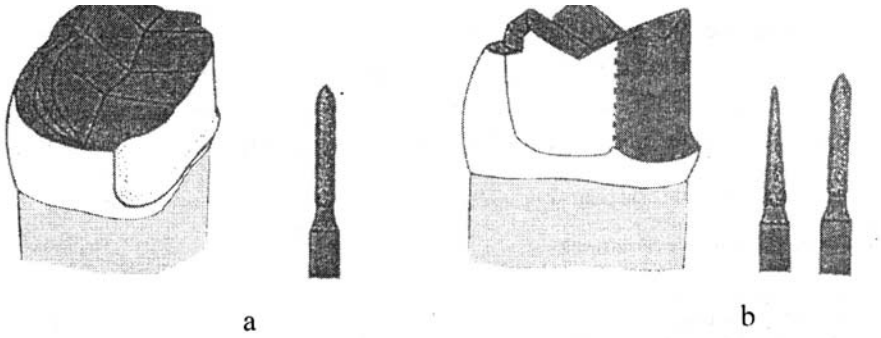


Fig. 12.34. Etape ale preparârii unui bont pentru o coroană parțială 4/5 (molar mandibular):
a— şlefuirea suprafeței linguale; b — şlefuirea suprafeței proximale

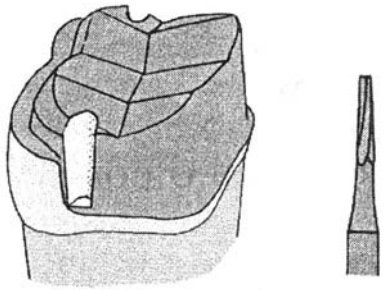


Fig. 12.35. Prepararea şanțului proximal 1

4. Sanțurile proximale se prepară cu freze cilindro-conice cu vârf plat. Primul şanț este cel distal. Muchia formată cu peretele vestibular se finisează cu instrumentul diamantat efilat sau cu dâlți de smalț Black (fig; 12.35.).

5. Se prepară un bizou cu lărgime de 0,5 mm la nivelul pragului ocluzal. Marginile meziale şi distale ale bizoului trebuie să fie rotunjite şi pierdute.

Figura 12.36. reprezintă schema unei preparări pentru o coroană parțială 4/5 la un molar mandibular cu menționarea funcțiilor biomecanice pe care le îndeplineşte fiecare dinte.

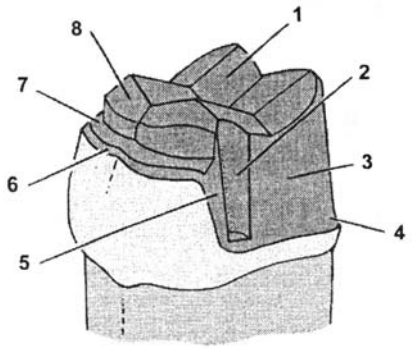


Fig. 12.36. Schemă a preparării unui bont pentru o coroană parțialâ 4/5 (molar mandibular)

1. Suprafața ocluzalâ: rezistența structuralâ.
2. Şanț proximal: retenție, stabilitate şi rezistențâ structurală.
3. Perete axial: retenție, stabilitate, rezistența structurală şi protecție parodontală.
4. Zona terminală în chanfrein: integritate marginala.
5. Perete vestibular: integritate marginală.
6. Bizou vestibular: integritate marginalâ.
7. Prag ocluzal: rezistența structurala.
8. Bizou extern pe cuspidul de sprijin: rezistşpî.ă.structurala.

12.3.1.3. VARIANTE ALE COROANELOR PARȚIALE PE DINȚII POSTERIORI

Coroana parțială 7/8, indicată când trebuie acoperit cuspidul distal, rămânând neatins doar cuspidul mezio-vestibular. Marginea disto-vestibulară a coroanei se extinde puțin mezial de mijlocul feței vestibulare. Oferă avantajele coroanei parțiale 4/5, dar rezistența este mai bună, fiind incluse mai multe țesuturi dentare. Prepararea dintelui se face fără dificultate, accesul pentru finisare şi igienizare este uşurat. Se indică şi ca element de agregare.

Coroana 4/5 **inversă** indicată la molarii inferiori înclinați lingual. Şlefuirea bontului pentm o coroanâ de înveliş metalică ar necesita un sacrificiu prea mare de substanță dură dentară. Se lasă liberă fața lingual şi se acoperă suprafața vestibulară, exigențele estetice fiind minime.

Șanțurile se prepară în jumâtatea lingual a suprafeței proximale. Șanțul transversal care le unește, se prepară pe versantul vestibular al cuspizilor linguali, similar cu cel preparat la un premolar superior (nu sunt cuspizi de sprijin).

Coroana proximală 1/2. Se indicâ şi ca element de agregare la molarii inferiori înclinați mezial, m condițiile unei igiene perfecte şi incidență scăzutâ a cariilor proximale.

Suprafața mezială a dintelui va fi paralelizată cu stâlpul mezial al protezei fixe. Șanțurile se prepară pe fețele vestibulară şi lingual, paralel cu stâlpul mezial, fiind unite cu un şanț ocluzal situat mezial de creasta mezială distală.

Pentru retenția coroanei 4/5 şanțurile proximale pot fi înlocuite cu casete proximale, care asigură o retenție mai bunâ. Se indicâ la molarii superiori scurți sau m cazul agregării unor proteze fîxe de întindere mai mare. Se mai indică în caz de carii sau restaurări proximale. Exereza dentinei ramolite (restaurării) precede prepararea dintelui.

tabelull2.1. Coroane parțiale pe dinți laterali (rezumat)

Indicatii	Contraindicatii	Avantaje	Dezavantaje
-Coroană clinică ro- bustâ de lungime medie sau mai lungă. -Suprafață vestibulară intactă fară a necesita modificarea conturu-lui şi bine susținută de stmctura dentară sănătoasă. -Fără conflict între amplasarea axială a dintelui şi axa de inserție propusa a protezei parțiale fixe	-Dinți scurți. -Indice crescut de carii. -Distrucții coronare excesive. -Aliniere incorectă pe arcadă. -Dinți globuloşi. -Dinți subțiri.	-Conservarea unor structuri dentare. -Implicare gingivalâ mai redusă decât la coroana turnatâ. -Refluarea uşoară a cimentului şi o adaptare bună. -Verificarea simplă a adaptării. -Posibilitatea testării electrice a vitalității.	-Mai puțin retentivă decât o coroană turnată. -Adaptare limitată a axei de inserție. -0 anumită expunere a metalului.

Tabelul 12.2.

Preparare pentru coroană parțială, dinți laterali (rezumat)

Etapele preparării	Instrumentarul recomandat	Criterii
Șanțuri de orientare pentru reducerea ocluzalâ	Freză conică fisură din carbid tungsten sau instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Șanțuri de orientare de Imm adâncime pe cuspizii de ghidaj și 1,5 mrn pe cuspizii de sprijin
Reducere ocluzală	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotLinjit	Spațiu de Imm pe cuspizii de ghidaj și 1,5 mm pe cuspizii de sprijin
Șanțuri de orientare pentru reducere axială	Instrument diamantat pentru chanfrein	Adâncimea chanfreinului de 0,5 mm (nu mai mult decât jumătate din lățirnea instrumentului diamantat)
Reducere axială	Instrument diamantat pentru chanfrein	Reducere axială paralelă cu axul lung al dintelui
Finisare chanfrein	Instrument diamantat pentru chanfrein cu diametru mai mare	Neted și continuu pentru a ușura finisarea; rezistență deosebită la deplasarea verticală a sondei parodontale
Șanț proximal	Freză cilindro-conică din carbid tungsten	Rezistență deosebită la deplasarea orală a sondei; paralel cu axa de inserție a restaurării; unghi de 90 de grade între peretele axial preparat și partea vestibulară sau orală a șanțului
Bizou vestibular și ocluzal la maxilar și vestibular la man-dibulă	-Instrument diaiTiantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Dinți maxilari: bizoul se extinde dincolo de vârful ciispidului dar rămâne în curbura vârfiilui cuspidului Dinți mandibulari: minim Imm de contactul ocluzal cel mai coborât
Finisare	Instrumente diamantate cu diametru mai mare (cilindro-conice și pentru chanfrein)	Toate unghiurile ascuțite interne (cu excepția șanțurilor) vor fi rotunjite spre o trecere netedă

12.3.2. PREPARAREA DINTILOR PENTRU COROANA 3/4

Prepararea imui canin maxilar pentru o coroană 3/4

Coroana 3/4 de pe un canin maxilar este probabil una dintre variantele coroanelor parțiale cel mai frecvent utilizate. Ca și preparările parțiale de pe alți dinți, pe un canin maxilar prepararea implică suprafețele proximale și orale și lasă suprafața vestibulară intactă. Cu toate acestea, cel mai mare grad de dificultate rezidă din forma diferită a caninului. **Dacă amplasarea șanțurilor nu este determinată foarte precis înainte, va apare o expunere nedorită a metalului în ambrazurile proximale.** Pereții proximali relativ mici nu permit o corecție mare după plasarea inițială a șanțului. Similar, gradul mai mare de curbură al fiecărui perete proximal adiacent zonei de contact influențează semnificativ amplasarea marginii vestibulare a preparării.

înainte de începerea preparării se poate face o cheie cu ajutoml câreia se poate urmări corectitudinea reducerii suprafețelor dentare. Se adaptează o măsură de silicon chitos cu reacție de condensare pe suprafețele vestibulară şi orală ale dintelui care urmează să fie preparat şi pe dinții vecini.

Un index medio-sagital este util în urmărirea corectitudinii reducerii orale. Acest lucru se realizează prin secționarea siliconului chitos de-a lungul liniei medio-sagitale a dintelui din porțiunea gingivo-vestibulară spre cea gingivo-orală.

Se mai poate realiza şi un index orizontal care se obține printr-o incizie orizontală a siliconului chitos la nivelul mijlocului dintelui ce urmează a fi preparat.

1. ŞIefuirea reducțională a suprafeței palatinale supracingulare se realizează cu o piatră roată de moară de diametru mic sau cu un instmment diamantat m formă de minge de rugby. Se urmăreşte obținerea unui spațiu interocluzal m jur de 1 mm. La canin şlefuirea se face în două planuri cu păstrarea unei muchii longitudinale mediane. La incisivi suprafața este concavă (fîg. 12.37.a).

Trebuie să se acorde o deosebită atenție şlefuirii, să nu se scurteze peretele palatinal axial, prin distrugerea cingulum-ului, deoarece se prejudiciază retenția.

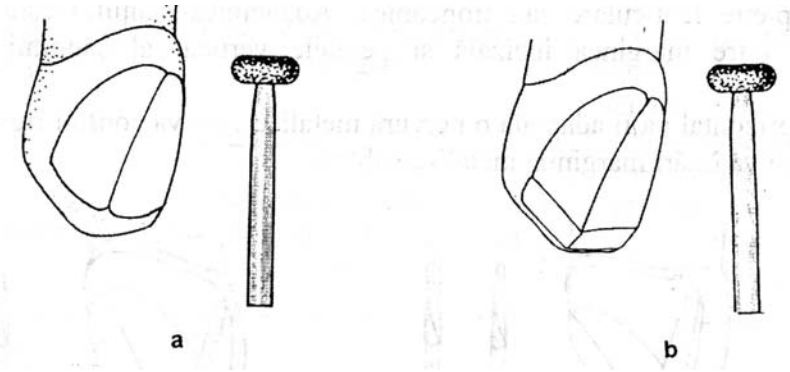


Fig. 12.37. Etape ale preparării unui bont pentru o coroană parțialS 3/4 (canin maxilar):

a - şlefuirea reducțională a suprafeței palatinale supragingulare; b - şlefuirea reductionalâ a marginii incizate

2. La nivelul **marginii incizale** se şlefuieşte o suprafață înclinată spre oral. Şlefuirea reducțională se face cu piatră diamantată m formă de roată de moară, de dimensiuni mici. Bizoul va fi paralel cu marginile incizale şi formează un unghi de 45° cu axul lung al dintelui. Prin conformarea bizoului se asigură rezistentâ metalului (1 mm) şi protecție pentru marginea incizală (fig. 12.37.b).

3. Şlefuirea suprafeței palatinale axiale se realizează într-o direcție paralelă cu cele 2/3 incizale ale feței vestibulare. Zona terminală va fi m chanfrein sau „muchie de cuțit" (fig. 12.38.a).

4. Suprafețele proximale se prepară mai întâi cu instmmente diamantate m formâ de flacără, scurte şi subțiri în direcție orovestibulară până la punctul de contact. Desființarea contactului cu dinții vecini se face cu dălți de smalț pentru a nu crea un spațiu prea mare şi inestetic. Separarea se poate face şi cu un disc abraziv, dar deschiderea vestibulară este prea mare. Prin desființarea zonei de contact interdentar se creează acces pentru instrumentul diamantat (efilat sau chanfrein) cu care se realizează deretentivizarea, paralelizarea pereților şi prepararea *zonei terminale* (fig. *l2.38.b).*

5. Prepararea şanțurilor proximale se face cu o frezâ cilndro-conică cu vârf plat. Sanțurile vor fi plasate cât mai vestibular, fară să se submineze stratul de smalț. **Şanțurile nu trebuie să se extindă până în zona terminală a preparării proximale. Inițial se separă şanțul mezial, apoi cel distal, cât mai paralel cu primul** (fig. 12.39.a).

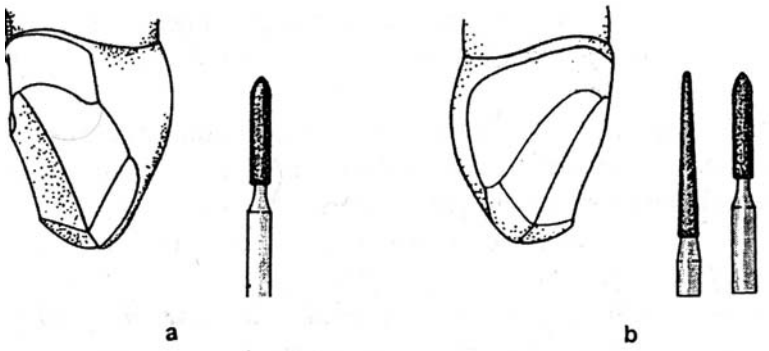


Fig. 12.38. Etapele preparârii unui bont pentru o coroanâ parțialâ 3/4 (canin maxilar):
a - șlefuirea suprafeței palatinale axiale; b - șlefuirea suprafeței proxnnale

6. Un șanț transversal va uni cele două șanțuri proximale. El are o formă de treaptâ, bine delimitată, pe panta șlefuită a suprafeței palatinale. Se recomanda amplasarea lui în apropierea zonei de contact ocluzal cu dinții antagoniști. Pentru preparare se pot folosi freze cilmdro-conice, pietre lenticulare sau tronconice. Adâncimea șanțului este de 0,5-0,8 mm. Muchia formată între marginea incizală și peretele vertical al șanțului trebuie rotunjită (fig. 12.39.b)

In șanțul orizontal va fî adaptatâ o nervură metalică care ya conferi rigiditate și rezistență coroanei parțiale și va întări marginile metalice subțiri.

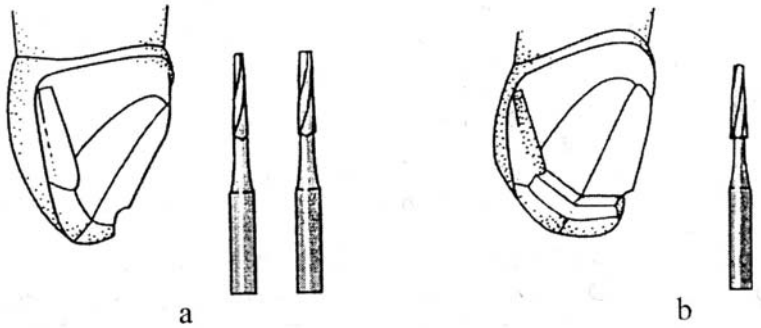
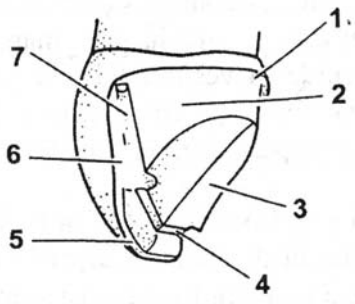


Fig. 12.39. Etapele preparârii unui bont pentru o coroană parțială 3/4 (canin maxilar):
a — prepararea șanțului proximal; b — prepararea șanțului transversal

7. La nivelul zonei terminale vestibulo-incizale se șlefuiește un bizou pe o lărgime de 0,5 mm. Bizoul va fi m unghi drept față de axa de insertie. La dinții frontali bizoul extern se poate șlefui numai pe versantul distal al caninului.

în figura 12.40. prezentăm schema unei preparări pentru o coroană parțială 3/4 pe un canin maxilar cu menționarea funcțiilor biomecanice ale fiecărui detaliu al preparației.



\Fig. 12.40. Prepararea unui bont pentru o coroanâ parțialâ 3/4 la un canin maxilar (schemă)

1. Zona terminală în chanfrein: rezistență structuralâ.
2. Perete axial: retenție, stabilitate, rezistență structuralâ și protecție parodontalâ.
3. Suprafață palatinală: rezistență structuralâ.
4. Șanț transversal incizal: rezistență structuralâ.
5. Bizou incizal: integritate marginală.
6. Perete vestibular: integritate marginală.
7. Șanț proximal: retenție, stabilitate și rezistență structuralâ.

tabelul 12. 3.

Prepararea pentru coroana parţială la dinţi frontali (rezumat)

Etapele preparării	Instrumentarul recomandat	Criterii
Şanţuri de orientare pentru reducerea orală	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Să permită un spaţiu interocluzal de 1 mm
Reducere orală aproximativ Imm	Instrument diamantat în formă de minge de rugby.	Trebuie să asigure un spaţiu de 1-1,5 mm
Bizou incizal	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Să permită o grosime a meta-lului^ 0,7-0,8mrn
Şanţurile de orientare pentru reducerea axială	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Sâ permită o grosime a metalului de 0,5 mm la margini
Reducere axialâ	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Se extinde interproximal aproxi-mativ 0,4 mm oral de zona de contact; paralel cu cele 2/3 incizale ale suprafeţei vesti-bulare
Forma de retenţie (şanţuri proximale şi orificii pentru pinuri prale)	Freză cilindro-conicâ din carbid-tungsten	Şanţuri paralele cu cele 2/3 incizale ale suprafeţei vesti-bulare; va trebui să reziste la deplasarea orală; peretele oral al şanţului întâlneşte peretele axial proximal la un unghi de 90°
Finisare şi evazare	Instrumente diamantate cilindro-conice cu granulaţie finâ (mari şi mici)	Toate suprafeţele vor fi netezite; peretele vestibular al şanţului evazat pentru a întrerupe con-tactul proximal; nu rămâne smalţ nesusţinut.

tabelul 12.4.

Coroane parţiale pe dinţi frontali (rezumat)

Indicaţii	Contraindicatii	Avantaje	Dezavantaje
-Coroană clinică tâ de lungime medie sau mai lungă. -Suprafaţâ intactă care nu modificarea şi care este susţinută ţesuturi dure -'Sâ nu existe discre-panţă între orientarea axială a dintelui şi de inserţie propusâ a protezei parţiale fîxe	-Dinţi scurţi. -Dinţi devitali. -Index crescut de -Distrucţii coronare extensive. -Neconcordanţă alinierea dintelui şi de inserţie a protezei parţiale fîxe. -Carii cervicale. -Dinţi globuloşi. -Dinţi „subţiri".	-Conservarea dentare. -Acces uşor la pentru finisare tolog) şi igienizare (pacient). -Implicare gingivală mai redusă decât la coroanele de înveliş. -Refluare uşoară a cimentului şi bunâ. -Verificare uşoară a adaptării. -Posibilitate de electrică a vitalităţii dinţilor.	-Uşor mai puţin retentivă decât turnată. -Adaptare limitatâ a axei de inserţie. -0 anumită expunere „la vedere" a -Neindicată pe dinţii devitali. -Retentivitate mai decât a coroanelor de înveliş (bine de când se foloseşte ca element de

12.3.3. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANA PARȚIALA CU CRAMPOANE (PINLEDGE)

Prepararea pentru un **pinledge** reprezintă o altemativâ pentru coroana parțială, m care crampoanele suplinesc retenția realizată de pereții proximali şi şanțuri. Este o coroanâ cu talon şi crampoane. Ea este cunoscutâ m literatura de specialitate sub numele de **„pinledge"** spre deosebire de **„pinlay"** care este o incmstație (un inlay) cu crampoane. Acest tip de coroană parțială (mai exact preparația pentru receptarea ei) reprezintă o provocare pentru orice medic.

Retenția este mai redusă decât la coroana 3/4 dar aspectul estetic este mai bun şi prepararea dintelui este mai economică.

Gradul de retenție depinde de numârul crampoanelor, diametrul lor şi profunzimea lâcaşurilor (puțurilor) dentinare. De obicei se folosesc **trei crampoane, două incizale şi unul ^ciftgular,** circumscriind un triunghi. Plasarea lor în dreptul unghiurilor asigură stabilitate maximă.

Stabilitatea este asigurată, pe lângă dispunerea crampoanelor, de două trepte transversale, una m 1/3 incizalâ cealaltâ la cingulum. In aceste trepte se prepară trei nişe şi în centrul lor puțurile dentinare pentru cramppane. (fig. 12.41.)

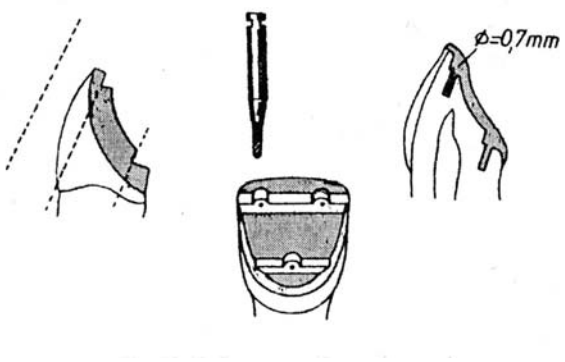


Fig.12.41.prepararealăcaşuriior pentru crampoane la pinledge

Rezistența este asigurată de barele ^=*07mm* metalice care se sprijinâ pe cele două trepte şi prin grosimea lor întăresc restul talonului, care este mai subțire.

Pinledge-ul se indică ca element de agregare în edentațiile frontale reduse, când dinții stâlpi (incisivi centrali sau laterali) au dimensiuni reduse vestibulo-orale şi/sau cingulum-ul este mic.

Pentru incisivii inferiori este o altemativâ utilâ, date fimd dimensiunile redusecare nu permit contormarea de şanțuri proximale şi nici prepararea bontului pentru o **CM** nu este lipsitâ de riscuri. Se contraindică la dinții care prezintă carii sau restaurări pe suprafețele care nu vor fi acoperite şi la pacienții care prezintă un puseu de leziuni carioase. .vîiuw', Obiectivele preparației sunt urmâtoarele:

- efectuarea treptelor oferâ sprijin şi rezistență tumâturilor față de presiunile tnasticatorii şi creează condiții pentru realizarea nişelor şi puțurilor. Pe suprafețele orale ale dinților frontali, treptele se realizează în unghi drept, perpendicular pe axul lung al dintelui sau al axului de inserție al restaurării şi nu neapărat paralele cu marginea incizală. Ele trebuie să aibâ lățimea necesară pentm a face față solicitărilor;

- puțurile sunt efectuate pentru a primi crampoanele, de obicei m număr de trei pentru ca sâ formeze un tripod destinat sâ reziste deplasării, desprinderii sau rotației coroanei. Prepararea dintelui comportâ următorii timpi:

1. reducerea feței orale,
2. realizarea treptelor şi a nişelor,
3. prepararea puțurilor dentinare parapulpare,
4. bizotarea şi finisarea marginilor incizale şi a muchiilor. Lâcaşurile pentru crampoane trebuie preparate cu freze calibrate.

Forma puţurilor va fi reprodusă în coroana tumată cu ajutorul unor fire din plastic, crampoane din iridiu-platină, care se fixează de machetă sau în amprentă. Coroana va fi tumatâ din aur platinat, aliaj cu modul de elasticitate mare, dar poate fi realizată şi din alte aliaje.

Retenţia şi rezistenţa acestei coroane parţiale cu crampoane poate fi îmbunătăţită prin realizarea unor elemente suplimentare de retenţie, obţinându-se astfel o coroană parţială cu crampoane modificată.

în fîgura 12.42. prezentăm schema unei preparaţii pentru o coroană parţialâ cu crampoane modificată cu menţionarea funcţiilor biomecanice îndeplinite de fiecare detaliu.

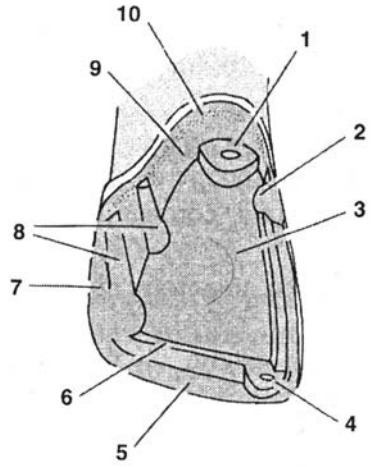


Fig. 12.42. Schema preparârii unui bont pentru o coroanâ parţialâ cu crampoane modificatâ (incisiv maxilar)
1. Nişă şi orificiu pentru crampon: retenţie şi stabilitate.
2. Şanţ proximal: retenţie, stabilitate şi rezistenţă structurală.
3. Suprafaţă palatinalâ: rezistenţa structurala.
4. Nişâ şi orificiu pentru crampon: retenţie şi stabilitate.
5. Bizou incizal: integritate marginalâ. - 6. Şanţ transversal incizal: rezistenţa structuralâ.
7. Perete vestibular: integritate marginalâ.
8. Şanţuri proximale: retenţie, stabilitate şi rezistenţă structurală.
9. Şlefuire axială: retenţie, stabilitate, rezistenjă structurală şi parodontală
10. Zona terminalâ în chanfrein: rezistenţă structuralâ.

tabelul Î2.5.

Coroana partială cu crampoane (rezumat)

Indicntii	Contraindicatii	Avantaje	Dezavantaje
-Dinţi frontali nedeterioraţi în cavitatea bucalâ, fară carii " -Cerinţe estetice crescute -Unele şanţuri proximale sunt imposibil de realizat -Pentru modificarea conturului oral al dinţilor frontali maxilari sau pentru modificarea ocluziei -Şine de imobilizare frontale	-Camere pulpare mari -Dinţi subţiri -Dinţi devitali -Implicarea carioasâ -Probleme cu axa de inserţie propusă a pro-tezei parţiale fixe	-Reducere minimă a dintelui -Lungime minimâ a marginii -Implicare gingivală minimă -Acces optim pentru finisare marginală şi igienâ -Retenţia adecvatâ -Aspect estetic excelent	-Mai puţin retentivâ decât acoperirea totală -Alinierea se poate dovedi dificila -Tehnic solicitată -Neutilizabilâ pe dinţii devitali

tabelul 12.6.

Pre	pararea coroanei parţiale cu crampoane (rezumat)	
Etapele preparârii	Instrumentarul recomandat	Criterii
Reducerea crestei marginale şi a zo-nei de contact adiacente spaţiului edentat	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Se va asigura spaţiu pentru o grosime adecvatâ a metalului în zona conectorului
Reducere orală	Instrument diamantat în formă de minge de rugby	Va trebui să se asigure un spaţiu de cel putin 0,7-0.8 mm
Trepte	Freză fisură cilindro-conicâ din carbid-tungsten	Treptele trebuie să fie paralele una faţâ de cealaltă când sunt privite dinspre oral şi incizal; lăţimea maximă 1 mm
Nişe şi orificii pentru crampoane	Freză cilindro-conicâ din carbid-tungsten	Orificiile pentru pinuri vor avea o adâncime între 2-3 mm; lâţimea minimă a treptei în jurul orificiilor 0,5 mm.
Finisarea	Pietre de finisare	Toate suprafeţele vor fi cât mai netede posibil (obţinute cu instrumente rotative cu granulaţie finâ) pentru a uşura îndepărtarea machetei delicate de pe model.

12.4. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE DE ÎNVELIŞ

Metoda de tratament prin acoperire totalâ se concretizează m coroane care se agregă la toate suprafețele coroanei dentare, pe care le acoperâ integral, cu excepția coroanelor ecuatoriale. **Coroanele de înveliş** se confecționează din diferite materiale, folosind tehnici şi tehnologii diferite. Din combinarea variabilelor material şi tehnologii rezultă o multitudine de tipuri de coroane. în funcție de materialele din care sunt confecționate ele se împart m trei categorii:

metalice, nemetalice şi mixte.

Coroanele de învelţ metalice, confecționate din diverse aliaje, în funcție de procedeele de confecționare se împart în coroane tumate, cu sau fară grosime dirijată, coroane din două bucăți (inel şi capac tumat) şi ştanțate (abandonate aproape în totalitate).

Coroanele nemetalice sau estetice se confecționează din ceramică, materiale compozite şi râşini acrilice (ultimele doar ca restaurări provizorii).

Coroanele mixte prezintă o componentă metalicâ şi un placaj estetic. în funcție de placaj, ele pot fi coroane metalo-ceramice, metalo-compozite şi metalo-acrilice.

în **indicarea** tipului de coroană de înveliş, a materialelor din care se confecționează şi a tehnologiei folosite se au în vedere următoarele variabile:

- scopul urmârit: restaurarea morfologiei şi funcției coronare, agregarea unei proteze fixe, ancorarea unei proteze mobilizabile etc.,
- topografia dintelui pe arcadă: în zona frontalâ sau laterală,
- starea pulpei şi a parodonțiului marginal,
- condiții clinico-tehnice: dotarea cabinetului şi a laboratorului. **Contraindicațiile coroanelor de înveliş**

- Igiena bucală deficitară. Orice tratament protetic trebuie precedat de igienizarea şi educarea pacientului m vederea executării unei igiene corecte la domiciliu. Doar după verificarea însuşirii unei tehnici corecte de periaj se va trece la efectuarea tratamentului protetic. Orice protezâ unidentară favorizează depunerea plăcii bacteriene. **Prin protezare, în condițiile unei igiene defîcitare, putem face adeseori mai mult rău, compromițând dintele, lucrarea şi chiar reputația medicului.**

- Inflamații gingivale cu sau fară pungi parodontale. Tratamentul protetic se va institui după reuşita tratamentului parodontal, verificat clinic şi radiografic.

- Leziuni carioase netratate sau tratate incorect. Tratamentul protetic trebuie să fie precedat de obturarea corectă a cavităților. în caz de leziuni carioase, care interesează mai mulți dinți, se indică asanarea prealabilâ a întregii cavități bucale pentru a reduce incidența apariției cariilor m zona marginală a coroanelor.

- Tratamente endodontale incorecte cu sau fârâ procese periapicale evolutive. Se indică refacerea tratamentului endodontal sau completarea cu tehnici chimrgicale ajutâtoare.

- Distrucții coronare mari, care interesează mai mult de jumătate dm coroana dintelui, care pot fi tratate prin onlay **M.O.D.** sau substituție coronară.

- Dinți înclinați cu mai mult de 30° față de planul de ocluzie. In vederea protezării se indică redresarea ortodontică m prealabil.

- **Dinți mobili** care nu pot fi consolidați după tratament parodontal şi / sau ocluzal.

- Coroane clihice prea scurte. Se poate proceda la o alungire chirurgicală. Retenția poate fî îmbunătățită şi prin mijloace adiționale.

- Pacienți cu o serie de maladii generale care nu pot suporta succesiunea procedurilor terapeutice din cursul realizării unei proteze fîxe.

Contraindicații particulare; nu se fac coroane metalice m zona frontală a arcadei dentare, efectul inestetic al acestora fiind dizgrațios, şi coroane din **RA** m zona laterală, deoarece nu rezistă în timp la solicitările funcționale şi nu pâstrează integritatea stopurilor ocluzale (cu excepția **RPP).**

12.4.1. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE TURNATE DIN ALIAJE

Pregătirea unui dinte pentru aplicarea unei coroane de înveliş constă în transformarea lui m **bont coronar.** In general nu se mai folosesc instmmente abrazive la turații convenționale, ci numai ultrarapide (turbina). Printr-o excizie chimrgicală de țesuturi dure, adesea integre se deretentivizează coroana dintelui astfel ca **bontul să aibâ diametrul maxim la colet.** In acelaşi timp se reduce şi dimensiunea verticală a coroanei. **Obiectivul urmărit** este asigurarea spațiului necesar pentru confecționarea unei coroane care după aplicarea pe bont:

- să realizeze raporturi de protecție mutuală cu parodonțiul marginal,
- să prezinte un volum fînal integrat în arcadă,
- să stabilească raporturi ocluzale funcționale cu dinții arcadei antagoniste. Obiectivele biofuncționale şi biomecanice sunt aceleaşi la toate tipurile de coroane de înveliş. Materialele şi tehnicile de execuție fiind diferite se adaptează forma bontului la aceste cerințe. Deosebirile esențiale vizează:
- configurația marginală a zonei terminale,
- volumul țesuturilor excizate de pe fețele axiale şi suprafața ocluzală m condiții de economicitate a preparării.

Coroanele de înveliş turnate sunt cele mai comune restaurări protetice unitare indicate pentru dinții laterali, fiind şi cele mai des folosite elemente de agregare în protezările din zona de sprijin.

Prepararea pentru o coroanâ de înveliş metalică tumată necesită 6 reducere adecvată a structurii dentare pentru a permite restaurarea contururilor inițiale ale dintelui. Reducerea va fi menținută la minimum, dar trebuie să fie suficientâ pentru a permite confecționarea unei coroane cu o rezistență acceptabilă.

Tehnicile modeme de tumare **permit realizarea unei adaptâri optime** pe bont şi m zona marginalâ. Suprafețele ocluzale pot fi conformate adecvat unei ocluzii funcționale. Unele imperfecțiuni se pot compensa în cursul fazelor tehnice. Cu toate acestea coroana de înveliş metalică tumată nu trebuie considerată un panaceu universal. **Acoperirea uniii bont cu o coroană turnatâ este un tratament radical,** care duce la desființarea configurației dintelui, refacerea identică a morfologiei sale fiind mai dificilâ. Coroanele tumate se confecționează din **aliaje nobile** (cu conținut crescut, mediu sau scâzut de Au) şi din **aliaje nenobile** adecvate.

în funcție de particularitățile biomecanice ale bontului, indicație şi aliajul folosit se confecționează cu **grosime totală** (raport cu toată suprafața bontului) sau **grosime dirijată** (raport intim doar m zona terminală şi parțial ocluzală).

Avantaje

Toate suprafețele axiale ale dintelui fiind incluse în preparație, **coroana turnată** are o retenție mai mare decât o coroanâ parțială. -

Prepararea în vederea realizării unei coroane de înveliş tumate asigură o formă de rezistențâ mai mare decât în cazul unei preparâri pentru realizarea unei coroane parțiale. In cazul coroanelor parțiale este suficient sâ se fractureze un fragment dm peretele oral al șanțului axial pentru ca restaurarea să fie dislocată prin torsionare. în condițiile unei convergențe corecte a pereților axiali, bontul coronar rezistă la solicitări în cazul coroanelor de înveliş.

Rezistența unei coroane tumate este superioarâ altor restaurări. Configurația ei quasicilindrică înconjoarâ dintele şi este rigidizatâ prin includerea unei suprafețe ocluzale. Aşa cum într-un lanț o legătură tip zală m formă de 0 rezistâ mai bine decât o zalâ m formă de C, această restaurare este mai greu deformabilă decât alte restaurâri care sunt mai conservatoare pentru structurile dentare (gen coroane parțiale).

Coroana turnată permite operatorului să modifice conturul axial al dintelui. Aceasta poate avea o semnificație specialâ când este vorba de dinți malpoziționați, deşi trebuie recunoscut câ măsura unei recorîturări posibile este limitatâ din considerente parodontale. In cazul dinților cu afectare parodontală pentru a asigura o îmbunătățire a igienei orale este posibilâ realizarea unei reconturări a pereților vestibulari şi orali în vederea asigurării unui acces mai bun la furcații.

Când există indicații speciale ce privesc contumrile axiale (de exemplu, ancorarea unor proteze partiale mobilizabile), coroana tumatâ este adeseori singura restaurare care permite ca modificările să fie facute astfel încât să poată fi create planuri de ghidare şi lăcaşuri ocluzale.

Restaurarea permite modificarea uşoarâ a raporturilor ocluzale, care adeseori este mai greu de realizat cu alte tipuri de restaurări. Aceasta este de o importanță deosebită în cazul dinților extruzați sau egresați sau când planul de ocluzie trebuie corectat.

Aspectele tehnice ale preparării dintelui pentm o coroană tumată sunt mai simple comparativ cu alte tipuri de preparare mai complexe. **Din nefericire, acesta este unul din motivele principale ale popularității restaurărilor cu acoperire totalâ fațâ de altele care sunt mai conservatoare din punct de vedere biologic** (coroanele parțiale).

Dezavantaje

Deoarece toate suprafețele coronare sunt incluse în preparare, îndepărtarea structurilor dure dentare poate avea efecte nefavorabile asupra pulpei şi parodonțiulm. Datoritâ proximității zonei terminale cu gingia nu este neobişnuit să se producă o traumatizare a țesutului gingival.

După cimentare nu mai este posibilă realizarea testării electrice a vitalității unui dinte stâlp. Acest lucru poate fi un dezavantaj dacă apar complicații ulterioare.

Pacienții cu cerințe estetice majore pot obiecta vizualizarea metalului. La pacienții cu o linie normalâ a surâsului, indicațiile se vor limita la molarii maxilari, molarii mandibulari şi uneori premolarii mandibulari.

Prepararea bontului

Fazele clinice ale preparării bontului reprezintâ **şlefuirea reducțională** a suprafețelor coronare într-o succesiune precisă conform principiilor biologice şi biomecanice. **Ordinea depinde de autori.** Fiecare variantă prezintâ unele avantaje. Se pare câ cele mai multe respectă următoarea ordine: **ocluzal-vestibular-oral şi proximal.** Alte succesiuni: **ocluzal-proximal-vestibular** şi **oral** sau **proximal-ocluzal- vestibular** şi **oral.** Indiferent de variantâ este esențial ca **bontul să fie preparat într-o anumitâ ordine şi nu haotic. Când se şlefuiesc mai mulți dinți în aceeaşi şedință este ergonomic ca la toți dinții să** se **execute aceeaşi fază cu acelaşi instrument abraziv înainte de a trece la faza următoare.**

Etapele de preparare ale unui dinte pentru o coroană turnată sunt următoarele:

1. Şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale.
2. Şlefuirea fețelor vestibulară şi orală.
3. Şlefuirea reducțională a fețelor proximale.
4. Rotunjirea muchiilor.
5. Şlefuirea la nivelul zonei terminale.
6. Finisarea.

Instrumentar necesar

- Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit şi granulație medie (0,8 mm).
- Instrument diamantat m formă de flacără, subțire şi scurt.
- Instrument diamantat în chanfrein
- Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit (granulatie finâ) (1 2 mm)
- Placâ de cearâ roz .
- Instrument diamantat în formă de flăcără.
- Turbinăcurăcire

Etape de lucru

Şanțuri de orientare ocluzale.
Elemente suplimentare de retenție
Şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale.
Şanțuri de orientare axiale.
Şlefuirea ^ reducțională a fețelor proximale.fețelor vestibulară şi orală.
Finisare
Şlefuirea reducțională a fețelor axiale.
Prepararea chanfrein-ului.
Prepararea fârâ prag a zonei terminale.
Finisare.
Verificarea spațiului ocluzal şi a designului bontului în general.

Tehnica de preparare

Inainte de începerea preparării se poate face o cheie din silicon chitos cu ajutoml căreia se va urmări corectitudinea reducerii suprafețelor dentare. Se aplică siliconul chitos cu reacție de condensare pe suprafețele vestibulare, orale, şi ocluzale ale dintelui sau dinților ce urmează a fi preparați şi pe dmții vecini.

Se poate realiza un index medio-sagital din silicon prin secționarea în jumătate de-a lungul liniei mediane vestibulo-orale a dintelui ce trebuie preparat. Se mai poate obține şi un index vestibular realizat prin secționarea siliconului de-a lungul cuspizilor vestibulari ai dinților. Cheia vestibulară astfel formată este apoi secționată de-a lungul unei linii mediane situate între liniile cervicale ale dinților şi vârfurile cuspizilor vestibulari. Se îndepărtează jumătatea ocluzalâ şi se foloseşte jumătatea gingivalâ ca şi index.

1. Şlefuirea reductională a suprafeței ocluzale reprezintă primul timp, oferind urmâtoarele avantaje:

- vizualizarea lungimii viitorului bont orientând astfel prepararea suprafețelor axiale conform principiilor biomecanice;
- vizibilitate mai bună asupra zonei gingivale;
- şlefuirea unor suprafețe axiale cu dimensiuni verticale reduse solicitâ mai puțin pulpa dentară;
- accesul la suprafețele axiale este uşurat, mai ales m zonele interproximale; '
- ca dezavantaj se menționează riscul lezării dinților vecini.

Prin preparare se urmâreşte crearea unui spațiu interocluzal între bont şi dinții antagonişti care să ofere grosime sufîcientă metalului şi sâ permită refacerea morfologiei ocluzale în acord cu ocluzia funcțională.

Şlefuirea trebuie să se facâ uniform, urmărind reperele anatomice, cuspizii şi şanțurile intercuspidiene. **Şlefuirea aplatizată contravine principiului conservârii țesuturilor dure dentare, reduc^ retentivitatea bontului prin scurtarea pereților şi prezintă riscul lezării unui corn pulpar.**

Mărimea spațiului interocluzal trebuie să fie mai mare în dreptul cuspizilor de sprijin (1,5-2 mm) decât la nivelul cuspizilor de ghidaj (1-1,5 mm). Deoarece după cimentare între bont şi suprafața intemă a coroanei poate să apară o distanțare față de situația de pe modelul de lucru, ceea ce impune o şlefuire selectivă, se recomandă ca **din cuspidul de sprijin să se şlefuiascâ 2 mm** şi din **cel de ghidaj 1,5 mm.** Dacă nu există dinți antagonişti planul preparației va fi dictat de dinții vecini. La dinții egresați şlefuirea se face în raport cu dinții adiacenți sau planul de ocluzie.

Pentru a asigura o şlefuire uniformâ atât la nivelul cuspizilor cât şi a şanțurilor intercuspidiene, cu un instmment diamantat cilindro-conic cu vârful rotunjit se trasează şanțuri de orientare care marchează profunzimea preparării. Numărul şanțurilor de orientare variază în funcție de dintele ce urmează a fi preparat.

Realizarea şanțurilor de orientare ocluzală

• este utilă inițial efectuarea unor orificii cu adâncime de aproximativ Imm m fosetele centrale, meziale şi distale; orificiile adâncite pot fi apoi unite astfel încât sâ se formeze un şanț care trece de-a lungul şanțului central şi se extinde până în crestele marginale, mezialâ şi distală.

• şanțurile de orientare sunt apoi plasate în şanțurile intercuspidiene vestibulare şi orale şi pe fiecare creastă cuspidiană ele se extind din vârful cuspidului spre centrul bazei sale.

• cuspizii de sprijin trebuie să fie protejați de o grosime adecvatâ de metal; un bizou extern pe cuspizii de sprijin este realizat pentru a asigura acest lucru în zona de contact cu dintele antagonist. Adâncimea şanțului de orientare de pe versantul extern va fi uşor mai mică de 1,5 mm (pentru a permite finisarea) în zona cuspidului de sprijin şi va diminua gradual în direcție cervicală.

Şanțurile de orientare servesc pentru a ne asigura că reducerea ocluzală urmăreşte configurația anatomicâ şi astfel minimalizeazâ pierderea structurii dentare, asigurându-se simultan reducerea adecvată aşa cum este ea dictată de proprietățile mecanice ale aliajului din care este confecționatâ restaurarea. Este imperativ necesar ca şanțurile de ghidare să fie plasate cu atenție. Adâncimea necesarâ a şanțurilor poate varia m funcție de poziția şi conturul dintelui. Dacă înainte de preparare este prezent un spațiu adecvat va fi suficientă finisarea suprafeței, mai degrabă decât plasarea şanțurilor de ghidare. Stomatologul trebuie să cunoască diametrele instmmentelor rotative; aceasta va facilita evaluarea caracterului adecvat al reducerii progresive. Dacă este necesar se poate utiliza o sondă paradontală care să măsoare mărimea reducerii.

Odată ce şanțurile de orientare au fost considerate satisfacâtoare, se unesc fundurile de şanț ale pereților despărtitori cu instmmentul diamantat cilindro-conic cu vârf rotunjit montat la turbină. Amplasarea corectă a şanțurilor conduce automat la un spațiu ocluzal adecvat.

Se recomandâ ca reducerea ocluzală să fie realizatâ în două etape. Jumătate din suprafața ocluzală este redusă inițial, astfel încât cealaltâ jumatate poate fi menținută ca o referință convenabilă. Odată ce reducerea impusă primei jumătăți s-a realizat, se finalizează reducerea jumătății care arămas (fig. 12.43.a).

La nivelul cuspizilor de sprijin (palatinal superior, vestibular inferior) se şlefuieşte un bizou (plan înclinat) pe versantele exteme (fig. 12.43 .b).

în fînal un spațiu minim de 1,5 mm va fi realizat pe cuspizii de sprijin şi de cel puțin 1 mm pe cuspizii de ghidaj. Spațiul trebuie verificat în toate mişcările excursive pe care pacientul le poate face.

Se recomandă ca pacientul sâ închidă gura pe o placă de ceară roz cu grosimea de 2 mm, încălzitâ la flacără şi aplicatâ la nivelul preparării. Ceara este îndepărtată din cavitatea bucală şi evaluatâ. Ceara este apoi reintrodusă m cavitatea bucală a pacientului iar pacientul îşi mişcă mandibula în pozițiile excursivă şi protmzivă. La îndepârtare, se mâsoară din nou

grosimea cerii, de această dată pentru a verifica dacă există un spațiu adecvat atât în mişcările excursive cât şi m poziția de intercuspidare maximă.

Se examinează la lumină punctele transparente care trâdează zonele de şlefuire insuficientă. Se completează şlefuirea zonelor detectate. Verificârile trebuiesc facute repetat până se obține o grosime uniformâ.

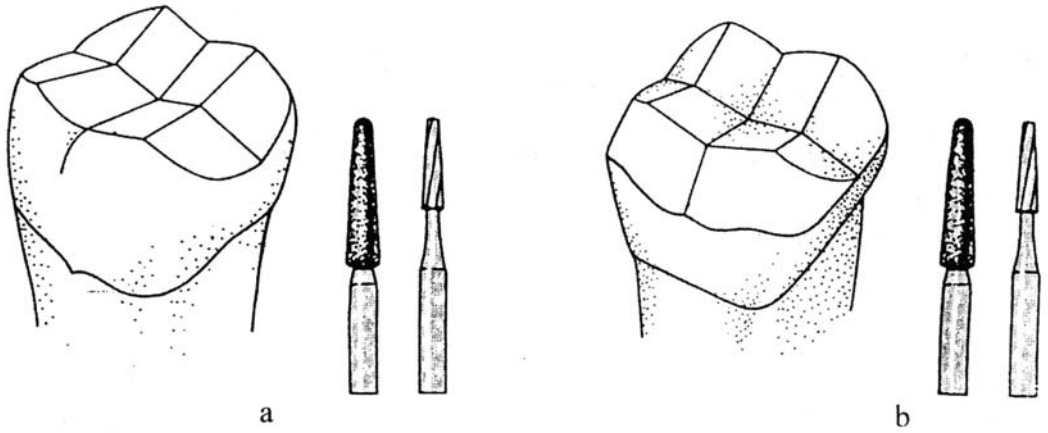


Fig. 12.43. Etapele preparării unui bont pentru o coroanâ turnata (molar mandibular):
a— şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale; b — realizarea bizoului pe cuspidul de sprijin

2. Şlefuirea fețelor vestibulară şi orală

Inițial se realizează şanțuri de orientare pentru reducerea axială. Pe suprafețele vestibularâ şi orală se plasează câte trei şanțuri de orientare cu ajutoml aceluiaşi instrument diamantat cilindrico-conic cu vârfrotunjit. Unul este amplasat m centrul suprafeței, iar câte unul m apropierea unghiului de tranziție spre suprafața mezialâ, respectiv distală.

Când aceste şanțuri de orientare sunt trasate, tija instrumentului diamantat trebuie să fie paralelă cu axa de inserție propusă a restaurării. Acest lucru produce automat o convergență între pereții axiali ai şanțurilor de orientare care este identică cu gradul de conicitate al instrumentului diamantat. Dacâ se utilizează un instmment diamantat cu o conicitate de 6 grade, va rezulta o convergență axială identicâ între pereții preparați.

Tehnica pentru şlefuirea suprafețelor vestibulară şi orală este similară celei utilizate pentru şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale. Cu un instmment diamantat de mărime şi formă adecvată se unesc fundurile de şanț prin şlefuirea pereților despărțitori (fig. 12.44.a).

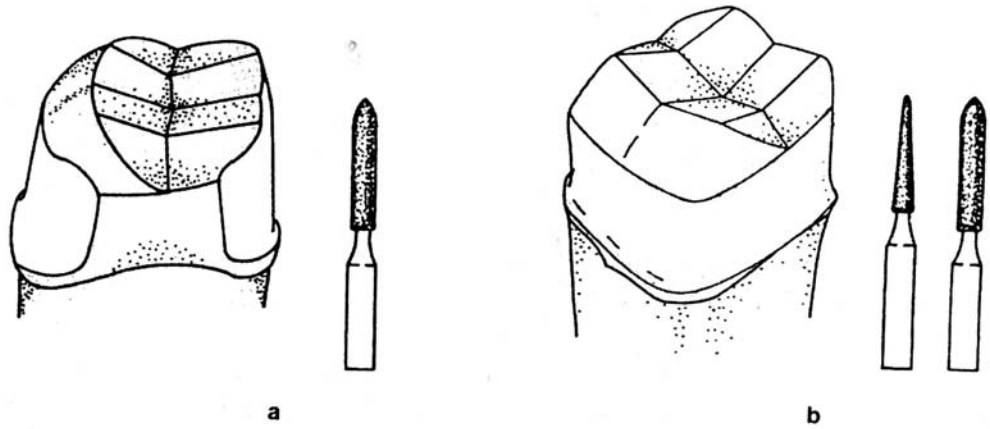


Fig. 12.44. Etape ale preparării unui bont pentru o coroană turnată (molar mandibular):
a — şlefuirea suprafețelor axiale; b — şlefuirea fețelor proximale

Alegerea instmmentului abraziv pentru şlefuirea feţelor vestibulară şi orală depinde de forma de preparare: în chanfrein sau tangenţial. în prima alternativă întreaga preparare se face cu un instmment diamantat în chanfrein, reducând feţele laterale se realizează şlefuirea reducţională, vârful conformând zona terminală. Se va avea grijă ca să nu se şlefuiască prea în profunzimea ţesuturilor, deoarece există riscul transformării terminaţiei chanfrein în prag drept, Pereţii vestibulari şi orali trebuie să asigure o convergenţă ocluzală.

în preparările tangenţiale (în muchie de cuţit, pană) se folosesc aceleaşi instrumente abrazive care se utilizează la prepararea suprafeţei ocluzale. Diametrul şi lungimea lor vor fi adecvate lungimii bontului şi proximităţii dinţilor vecini.

3. Şlefuirea feţelor proximale urmăreşte desfiinţarea zonelor de contact cu dinţii vecini, asigurarea de spaţiu necesar pentru refacerea contactelor interdentare şi a ambrazurilor în plan vertical (cu precâdere cervicală), precum şi crearea condiţiilor pentru retenţia şi stabilitatea coroanei.

Pentru desfiinţarea ariei de contact se foloseşte un instmment diamantat în formă de flacără, montat la turbinâ. Instmmentul trebuie să fie subţire şi scurt. Mişcările sunt ocluzo-gingivale şi în plan orizontal, de ferestruire. **Prin executarea corectă şi controlată a mişcărilor trebuie evitată lezarea dintelui adiacent.** Dacă se doreşte, dinţii adiacenţi pot fi protejaţi prin aplicarea unei matrici de metal interdentare.

După desfiinţarea ariei de contact prepararea se continuă cu un mstrument de mărime mai mare şi formă adecvatâ tipului de preparare: m chanfrein sau fârâ prag (fig. 12.44.b).

La turaţia convenţională se pot folosi discuri metalice abrazive pe o singurâ parte, şlefuirea facându-se din aproape m aproape, pomind de la zona de contact interdentar. **In tehnicile moderne discurile diamantate au fost abandonate.**

Controlul preparării se face vizual, direct şi / sau indirect (în oglindâ) şi prin palpare cu sonda dentară.

4. Rotunjirea muchiilor formate între suprafeţele axiale ale bontului. Este vorba de cele 4 muchii pe care le formează feţele vestibulară şi orală cu suprafeţele proximale. Se folosesc freze de finisat de carbid - tungsten de formâ adecvatâ tipului de preparare, în chanfrein sau farâ prag. Alte tipuri de instmmente: instmmente diamantate cu granulaţie finâ, discuri concave (abrazive pe faţa concavă sau convexă), pietre diamantate con invers. In esenţâ, trecerea între suprafeţele bontului trebuie să fie lină, aşa cum este şi la dinţii naturali, fârâ a fi complet desfiinţate demarcările.

5. Şlefuirea la nivelul zonei terminale. în cazul preparării în chanfrein această fază este inutilă deoarece cu freza chanfrein de rotunjit muchiile s-a finisat şi zona terminalâ a bontului.

La bonturile preparate fară prag se defmitivează zona terminalâ prin şlefuirea crestelor de smalţ asigurând o adaptare subgingivală. Şlefuirea se face cu instmmentul diamantat m formă de flacără, montat la turbinâ. Mişcarea se face uniform, circular, fară a leza epiteliul şanţului gingival. Jetul de apă de la turbină, direcţionat pe vârful frezei, ajută la îndepărtarea gingiei libere.

Când zona furcaţiei este denudată sau pe radiografie se observă o afectare a septului osos interradicular, conturul interradicular trebuie prelungit până la nivelul suprafeţei ocluzale. **Prepararea canelată se indică cel mai frecvent pe feţele vestibulară şi orală ale molarilor inferiori,** urmează ca frecvenţă **faţa vestibulară a molarilor superiori şi feţele proximale ale premolarilor superiori** (îndeosebi primul premolar). Coroana de înveliş va trebui să reproducâ aceste caneluri pentru a uşura igienizarea zonei critice pentru parodonţiul marginal.

Pentru a evita contactul dintre parodonţiul marginal şi marginea coroanei, precum şi necesitatea de a şlefui prea mult pentm deretentivizare, la dinţii cu retracţii parodontale accentuate, cu convexităţi prea mari, se recomandâ coroane ecuatoriale. Se deosebesc de coroanele de

înveliş obişnuite prin deplasarea zonei terminale, m prag, la nivelul ecuatorului anatomic al dintelui.

Unii autori preconizează ca în această fază să se şlefuiască pe faţa vestibulară, cu o freză <;ilmdro-conică, un şanţ longitudinal cu rol antirotaţional şi de orientare a adaptării coroanei pe bont.

Conformarea de şanţuri şi casete pe suprafaţa ocluzală şi pe cele proximale este necesara pentru îmbunătăţirea retenţiei şi stabilităţii coroanei de înveliş.

6. în faza finală a preparării bontului se rotunjesc muchiile formate între suprafaţa ocluzală şi feţele axiale pentru a uşura adaptarea coroanei finite pe bont. Muchiile ascuţite se pierd adesea pe modelele de gips.

Finisarea finală se face cu instmmente abrazive cu granulaţie foarte fină şi cu discuri de hârtie, sub jet de apă. Se urmăreşte netezirea neregularităţilor şi asperităţilor apărute m cursul şlefuirii reducţionale. **Nu** se **pune problema „lustruirii" bontului.** Oricum stratul de lac sau ceară, pentru distanţarea machetei pe bont, va realiza o suprafaţă netedă. Pe de altă parte asperităţile microscopice influenţează pozitiv calitatea cimentării.

In figura 12.45. se prezintă schema unei preparări pentru o coroanâ tumatâ pe un molar mandibular cu menţionarea funcţiilor biomecanice pe care le îndeplineşte fiecare element al preparaţiei.

Verifîcarea finală a bontului

Verificarea realizării obiectivelor biomecanice se face pe tot parcursul preparatiei. Controlul final urmâreşte aprecierea acurateţii cu care s-a realizat şlefuirea reducţională, pentru a corecta eventualele imperfecţiuni legate îndeosebi de o insuficientă deretentivizare.

In mod uzual examinarea fmală a preparaţiei se face prin:

- inspecţie directă şi indirectă (în oglindă);
- palpare cu vârful şi latul sondei dentare;
- tehnica dentimetriei;
- aprecierea amprentei, prin urmărirea m „negativ" a contururilor şi mai ales pe **modelul de control,** pe baza unei amprente. Această metodă este deosebit de utilă m preparări multiple, îndeosebi în asociere cu un paralelometru.

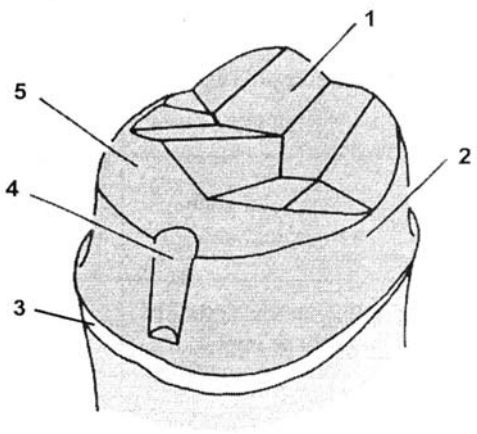


Fig. 12.45. Schema preparârii unui bont pentru o coroană turnatâ (molar mandibular) 1. Şlefuirea ocluzalâ: rezistenţă structurală. 2. Şlefuire axială: retenţie, stabilitate şi rezistenţă structurală. 3. Zona terminală în chanfrein integritate marginală. 4. Şanţ de poziţionare. 5. Bizou extern pe cuspidul de sprijin: rezistenţă structurală.

în cursul preparării bontului pot să apară incidente şi accidente care interesează dinţii, pulpa dentară, parodonţiul marginal şi ţesuturile moi. Complicaţiile sunt legate de afectarea şi/sau neprotejarea pulpei dentare, a dintelui (fractură) şi a parodonţiului marginal. Un gmp aparte îl reprezintă erorile care apar mai frecvent în prepararea bonturilor, cunoaşterea lor fiind deosebit de importantă, mai ales pentru începători.

- Reducerea insuficientă dm suprafaţa ocluzală.
- Reducerea neuniformă a suprafeţei vestibulare şi/sau orale cu prezenţa de retentivităţi.
- Reducerea axială minimâ a feţelor vestibulară şi orală la dinţii laterali ceea ce amplifică incidenţa contactelor premature şi a interferenţelor, mai ales pe partea nelucrătoare.
- Şlefuirea exagerată m zonele mai accesibile.
- Retentivităţi m zonele mai puţin accesibile (de exemplu feţele disto-orale).

Prepararea insuficientă în zona terminală a bontului. Convergență prea mare a suprafețelor proximale.

Prepararea pentru coroana turnată (rezumat) *Tabell2.7.*

Etapele preparării	Instrumentarul recomandat	Criterii
Şanțuri de orientare pentru şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale.	Instrument diamantat cilindrico-conic cu vârfrotunjit (granulație medie).	Spațiu minim pe cuspizii de ghidaj: Imm. Spațiu minim pe cuspizii de sprijin:1.5i"ni"n.
Şlefuirea reducțională a suprafeței ocluzale. Bizoul cuspizilor de sprijin.	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit (granulație medie).	Mimează configurația anatomică normală a suprafeței ocluzale.
Şanțuri de orientare pentru reducerea axială.	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit (granulație medie).	Reducere uniformă a suprafețelor vestibulară şi orală.
Şlefuirea suprafețelor vestibulară şi orală.	Instrument diamantat pentru chanfrein sau în formă de flacâră.	Reducerea se realizează paralel cu axa de insertie.
Şlefuirea fețelor proximale.	Instrument diamantat în formă de flacără subțire şi scurt. Instrument diamantat pentru chanfrein.	Desființarea zonelor de contact cu dinții vecini. Asigurarea de spațiu pentru refacerea contactelor interdentare şi a ambrazurilor.
Şlefuirea la nivelul zonei terminale.	Instrument diamantat pentru chanfrein sau instrument diamantat în formâ de flacără subtire.	Finisare mezio-distală şi vestibulo-oralâ.
Forme suplimentare de retenție (dacâ acestea se impun).	Instrument diamantat cilindro-conic.	Cavitâți, mici onficii aşa cum sunt descrise pentru restaurările cu acoperire parțială.
Finisarea bontului.	Instrument diamantat cu granulație finâ.	Rotunjirea tuturor unghiurilor ascuțite pentru a facilita realizarea amprentei, turnarea modelului, realizarea machetei şiturnarea.

Coroana tumatâ (rezumat) Tabelul 12.8.

Indicatii	Contraindicatii	Avantaje	Dezavantaje
-Distrugeri toritâ cariilor sau matismelor. -Dinți tratați -Restaurare -Necesitatea unei şi rezistențe -Asigurarea pentru aplicarea proteze -Alte reconturâri ale prafețelor axiale minore ale -Corecția planului ocluzie.	-în situațiile când se realiza o coroanâ -Estetice.	-Rezistentă. -Calități mari. -De obicei se uşor forma de rezistență. -Opțiunea de difica forma ocluzia	-Indepărtarea unei mari tități din structura -Efecte adverse asupra turilor câmpului protetic. -Testarea vitalității nu posibilă. -Vizibilitatea metalului.

12.4.2. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE MIXTE

Norma pentru ceea ce constituie o restaurare estetică acceptabilă variază de la cultură la cultură, de la țară la țară şi din timp în timp. De obicei, ea este influențată de posibilitățile tehnologice disponibile. Astăzi este posibilă confecționarea unor coroane din materiale care imită aproape perfect aspectul smalțului natural.

Aspectul natural al dinților este idealul în zona vizibilâ. Ansamblul estetic al acestei zone variază de la pacient la pacient. Pentru majoritatea oamenilor ea include toți dinții frontali, premolarii şi primii molari maxilari cât şi primii premolari mandibulari. Stomatologul trebuie să analizeze de la început fonația şi zâmbetul pacientului pentru a determina extinderea zonei m mod obiectiv şi să discute cu pacientul posibilitatea de extindere a zonei în mod subiectiv. **Dacă percepția pacientului legată de extinderea zonei vizibile depăşeşte ceea ce este aparent real, stomatologul trebuie să se adapteze la concepția despre sine a pacientului.** Dacă se procedează altfel se ajunge la insatisfacția pacientului, la discuții, chiar la litigii.

12.4.2.1. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANELE MIXTE METALO - CERAMICE

Coroana mixtă metalo-ceramică este utilizată frecvent m practică datoritâ avantajelor estetice pe care le oferâ. în contextul progreselor realizate de tehnologiile de laborator la ora actuală coroanele integral ceramice o depăşesc.

Prepararea corectă a bontului pentru o coroană metalo-ceramicâ implică o reducere semnificativă de țesuturi dure dentare. 0 preparare corectă oferă o grosime suficientă atât materialului de placare cât şi scheletului metalic conferind un aspect natural restaurării.

Coroanele mixte au intrat m arsenalul proteticii modeme din anul 1956 când s-a realizat arderea portelanului pe aliaje de aur. S-a obținut astfel combinarea calităților estetice ale porțelanului cu rezistența, ductilitatea şi duritatea aliajului de aur. Au apămt ulterior tipuri noi de ceramicâ, adecvate arderii pe aliaje de aur, porțelanul leucitic creat de Weinstein şi colab. în anul 1962 impulsionând extinderea noului sistem de protezare fixâ.

In anul 1970 s-au introdus aliajele inoxidabile pe baza de crom, iar în anul 1974 aliajele pa baza de Paladiu-argint. Ambele sisteme reprezintă altemative la aliajele de aur cu mult mai scumpe (15-20 ori) pentru tehnica metalo ceramică.

Coroana mixtă metalo-ceramică combină, rezistența metalului turnat cu estetica unei coroane jacket ceramice. Aspectul natural poate fi obținut individualizând restaurarea cu pigmenți.

Retenția este excelentâ şi este, de obicei, destul de uşor să se asigure forma de rezistență adecvată în timpul preparării dintelui. **Deoarece restaurarea implică toți pereții axiali cât şi suprafețele ocluzale ale dinților laterali, ea permite o corectare uşoarâ a formei axiale.** Adeseori, prepararția este mai puțin pretențioasă decât pentru coroanele cu acoperire parțială.

Prepararea dintelui pentru o CMMC necesită o reducere importantă de substanţă durâ dentară pentru a asigura spaţiu suficient ambelor materiale de restaurare. Marginea vestibulară a unei restaurări frontale este deseori plasatâ subgingival pentm a obţine un efect estetic mai bun, deşi o margine supragingivalâ este preferată dacă nu există contraindicaţii estetice. Drept urmare, **riscul lezării gingivale este crescut.** în comparaţie cu o restaurare integral ceramică, rezultatele estetice ale **CMMC** pot fi uşor inferioare. Cu toate acestea, un element de agregare metalo-ceramic se poate folosi deseori pe dinţii stâlpi şi în situaţii când restaurare integral ceramică nu se poate utiliza.

Din cauza caracteristicilor materialului de placare, acesta este supus riscului la fractură (deşi un astfel de eşec poate fî atribuit, de obicei, designului sau confecţionării necorespunzătoare a restaurârii). 0 problemâ frecventâ o constituie dificultatea de a face o alegere exactă a nuanţei şi comunicarea ulterioarâ a nuanţei tehnicianului dentar. Deoarece sunt necesare multe etape tehnologice atât pentru tumarea metalului cât şi pentm aplicarea ceramicii, costurile de laborator plasează în general restaurarea mixtă metalo-ceramică printre cele mai costisitoare dintre procedurile stomatologice.

Prepararea corectă a bontului pentru această restaurare este în funcţie de materialele utilizate şi de spaţiul necesar pentru asigurarea rezistenţei m timp cât şi a unui rezultat estetic optim. Crearea unui placaj ceramic necesită un strat subţire de opac care să mascheze metalul de bază şi un strat mai gros de ceramicâ transparentă care sâ producă iluzia de smalţ natural. Metalul va avea o grosime de 0,3-0,5 mm dacă este folosit un aliaj nobil, m timp ce scheletul metalic realizat din aliaje inoxidabile poate fî de 0,3mm. Un calcul aritmetic simplu arată că o reducere minimă de 1,3-1,5 mm din zona vestibulară este necesară pentru o **CMMC** cu un schelet metalic confecţionat din aliaj nenobil, în timp ce pentru o restaurare facută din aliaj nobil se recomandă cel puţin 1,4-1,7 mm. Reducerea inadecvată atrage supraconturarea restaurării în laborator.

Având m vedere unele particularitâţi m ceea ce priveşte prepararea bontului vom descrie separat prepararea bontului pentru o **CMMC** frontală şi din zona laterală.

12.4.2.1.1. PREPARAREA DINŢILOR PENTRU COROANE MIXTE METALO - CERAMICE ÎN ZONA FRONTALĂ

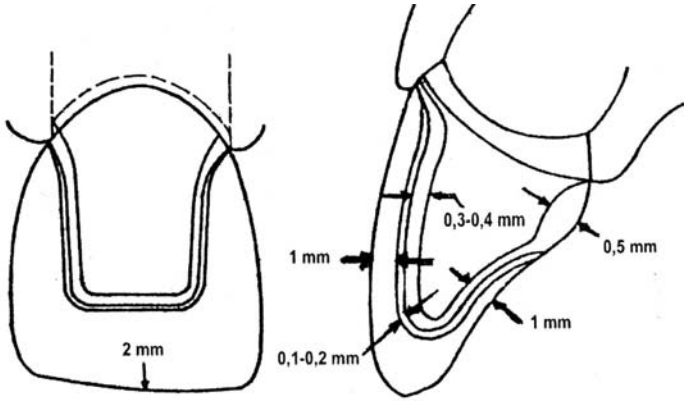


Fig. 12.46. Valorile şlefuirii reducţionale a dintelui pentru coroana mixtâ metalo-ceramicâ frontală (71)

Şlefuirea reducţională a dintelui pentm o **CMMC** m zona frontală se face m următoarele limite(fig. 12.46.):

- **Suprafeţele vestibulare** m zonele vizibile se **reduc imiform, cu cel puţin 1,5 mm,** pentm a asigura spaţiu scheletului metalic rigid (0,3-0,5 mm) şi cel puţin Imm pentru ceramică. Din spaţiul de Imm rezervat ceramicii 0,2-0,3 mm va reprezenta opacul cu care se maschează metalul, iar restul masa de bazâ şi incizal pentru a da o anumită profunzime culorii.

• **Marginea incizală a dintelui se reduce cu minimum 2 mm** pentru a putea conforma marginea incizală ceramică subțire, translucidă, cu aspect natural

• **Suprafețele proximale se reduc cu minimum 1 mm,** măsurarea fâcându-se la colet. Se asigură astfel spațiu mai mare în zona de contact interdentar pentm masa translucidă de ceramică, cu efect estetic şi se conservă stmcturile dentare m zona de colet cu valoare estetică mai scăzută.

• **Şlefuirea feței palatinale** variază m funcție de conformarea scheletului metalic şi raporturile ocluzale. Când suprafața palatinală a coroanei va fi metalică se indică o reducere cu 0,5 mm. Când conturul va fi refacut din ceramică şi exigențele estetice sunt mari se şlefuieşte cel puțin 1 mm. Dacă nu se asigură spațiu suficient, în urma şlefuirilor selective se descoperâ porțelanul de masă sau opac cu efect potențial abraziv asupra dinților antagonişti.

Prepararea bontului se face într-o anumită succesiune a şlefuirii suprafețelor coronare:

1. şlefuirea marginii incizale;
2. şlefuirea feței vestibulare;
3. şlefuirea fețelor proximale;
4. şlefuirea feței orale;
5. rotunjirea muchiilor;
6. defmitivarea pragului gingival. **Instrumentar necesar**

•Instmmente diamantate cilindro-conice cu vârfrotunjit (cu granulație medie pentm reducerea volumului, granulație fină pentru finisare).

• Instmment diamantat efilat.

• Instmment diamantat m formâ de minge de mgby sau roatâ de moară (pentm reducerea orală a dinților frontali).

• Instmment diamantat cilindro-conic cu vârfplat (pentm prepararea pragului).

• Freze de fmisare.

• Sondă parodontală.

• Daltă şi conformator de unghiuri.

Tehnica de preparare a bontului

Inainte de începerea preparării, se poate face la fel ca şi m cazul oricărui alt tip de preparație: o cheie cu ajutoml căreia se poate urmări corectitudinea reducerii suprafețelor dentare. Se **aplică siliconul chitos cu reacție de condensare pe suprafețele vestibulare şi orale ale dintelui** sau dinților ce urmează a fi preparați. Cheia se extinde şi la nivelul dinților vecini (fig. 12.47.a)

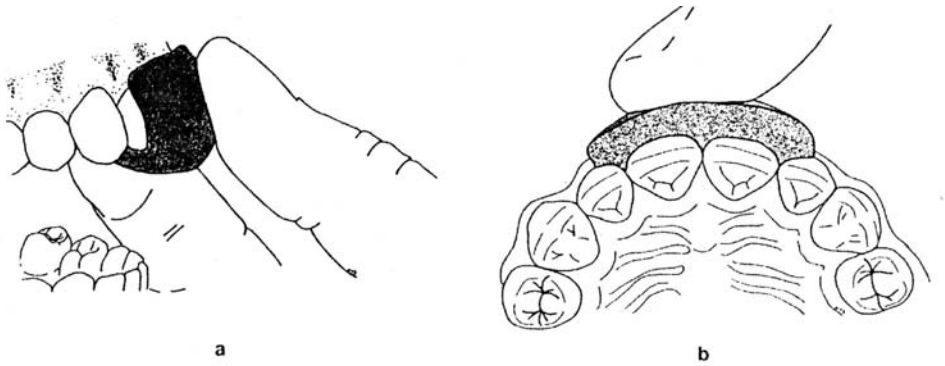


Fig. 12.47. Confecționarea unei chei din silicon chitos pentru a urmări corectitudinea reducerii suprafețelor dentare pentru o CMMC: a- siliconul chitos aplicat pe suprafețele vestibulare şi orale ale dintelui ce urmează să fie preparat şi pe dinții adiacenți;b - aplicarea jumătății vestibulare a cheii din silicon chitos pentru a veritica adaptarea sa corectă (93)

Se realizează un index vestibular prin secţionarea cheii din silicon chitos de-a lungul muchiilor incizale ale amprentelor dinţilor. Segmentul gingivo-vestibular format în acest fel este plasat pe dinte pentru a-i verifica adaptarea (fig. 12.47.b). Dacă contuml suprafeţei vestibulare a dintelui va fi modificat semnificativ de către restaurare, indexul trebuie facut după un model diagnostic pe care anterior s-au realizat cu ceară modificările propuse.

Un index medio-sagital poate fi realizat prin secţionarea cheii din silicon chitos din zona gingivo-vestibularâ spre cea gingivo-oralâ de-a lungul liniei mediane a dintelui ce urmează a fi preparat. Acest index oferă o imagine mai bună a reducerii totale, incluzând aspectele incizale şi orale, dar nu asigură nici o informaţie despre reducerea vestibulară în sens mezio-distal. Medicul trebuie sâ decidă care index asigură cele mai utile informaţii. Se pot realiza două chei dacă practicianul are timpul necesar sâ facă acest lucru.

1. Şlefuirea marginii incizale

Pentru a asigura o şlefuire uniformă, în limitele menţionate, se indică realizarea unor şanţuri de orientare cu ajutorul unor instmmente diamantate calibrate cilindro-conice cu vârf plat. La nivelul marginilor incizale se fac incizuri în profunzime de 2 mm. Instrumentul diamantat trebuie să fie paralel cu marginea incizală. La nivelul suprafeţei vestibulare şanţurile vor fi dispuse în două planuri, având o adâncime de 1,2 mm înjumătatea de colet şi 1,5 mm în jumătatea incizală (fig. 12.48.a)

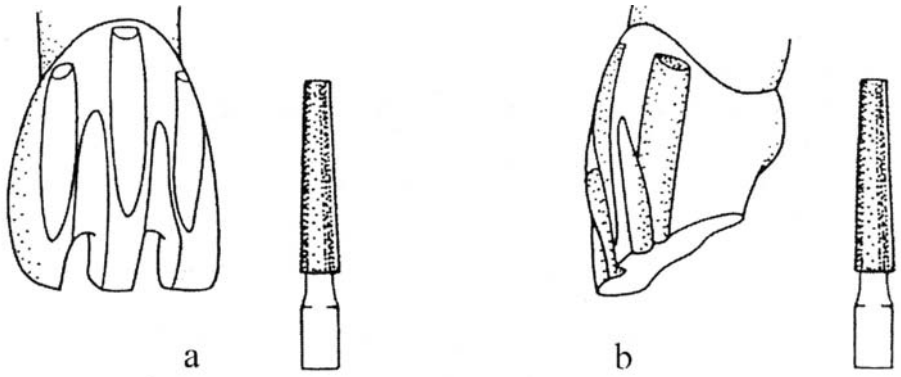


Fig. 12.48. Etape ale preparării unui bont pentru o CMMC în zona frontalâ (incisiv central maxilar):

a- şanţuri de orientare realizate la nivelul marginii incizale şi a suprateţei vestibulare;

b - şlefuire reducţionalâ a marginii incizale (93)

Urmărind profunzimea şanţurilor de orientare se şlefuieşte marginea incizală într-un plan paralel cu conturul natural al marginii incizale sau suprafeţei ocluzale. Dacă şlefuirea reducţională este insuficientă se pierd avantajele estetice conferite de ceramică. Prin reducerea incizală se obţine o bunâ vizibilitate asupra suprafeţelor axiale şi a zonei gingivale (fig. 12.48.b).

2. Suprafaţa vestibulară se va realiza în două planuri, cervical şi incizal, urmânnd conturul natural al dintelui. Planul cervical va determina axa de insertie a restaurării fmalizate. Planul incizal asigurâ spaţiul necesar pentru ceramică. **Acest tip de şlefuire reducţională se numeşte „biofimcţionalâ"** şi asigurâ convexitatea incizo-gingivală şi mezio-distala (fig. 12.49.).

Inţial se şlefuieşte porţiunea incizalâ a feţei vestibulare urmărind desfiinţarea şanţurilor de orientare prin reducerea structurii restante între acestea, cu ajutorul instmmentelor diamantate cilindro-conice cuvârfplat (fig. 12.50.a).

Zona gingivală restantâ se reduce de aceeaşi manieră până la distanţa de Imm de creasta gingiei libere. Cu ajutoml unei freze cilindro-conice din carbură de tungsten se netezesc

suprafețele şi se conformează pragul gingival care se prelungeşte în jumătatea vestibulară a feței proximale (fîg. 12.50.b).

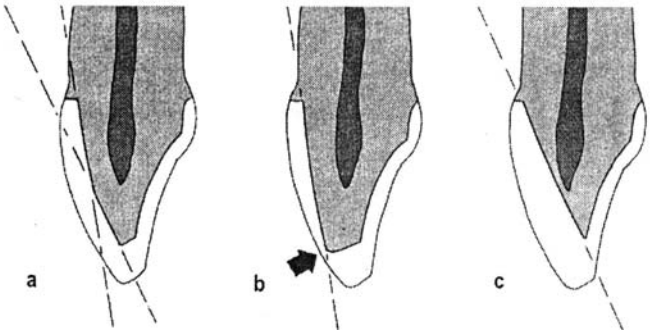


Fig. 12.49. Când dintele este preparat pentru a i se aplica o coroană mixtâ, suprafața vestibulară trebuie redusa în două planuri, uniil aproape paralel cu axa de inserție şi altul paralel cu cele 2/3 incizale ale suprafeței vestibulare ale dintelui (a). Reducerea numai în planul paralel cu axa dc inserție poate determina un spațiu insuficient pentru ceramică în 1/3 incizală, ceea ce constituie o eroare comuna (b). Reducerea într-un plan, carc creează spațiu adecvat pentru restaurare atât în zonele incizale cât şi frontale, se va apropia periculos de pulpa din zona mezio-vestibulai-a mijlocie şi poate produce, de asemenea, o preparare exagerat conică (c).

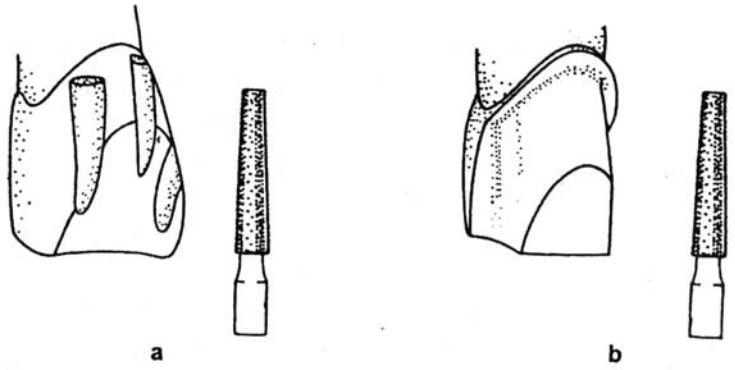


Fig. 12.50. Etape ale preparării unui bont pentru o CMMC frontală (incisiv central maxilar): a- şlefuirea reducțională a porțiunii incizale a t'eței vestibulare; b - şlefuirea reducțională a porțiunii gingivale a teței vestibulare şi conformarea pragului

3. Şlefuirea suprafețelor proximale se face cu instmmente diamantate efilate, subțiri, montate m piesa de turbină (fig. 12.51.a). La turațiile convenționale se pot folosi discuri active pe o singură față, dar acest instmment este azi depăşit.

Instmmentul diamantat este plasat la 1-1,5 mm de suprafața proximală a dintelui adiacent. Şlefuirea reducțională se face până m apropierea vârfului papilei interdentare. în cursul dententivizârii se urmăresc principiile biomecanice de asigurare a retenției prin convergența de 6^0 a celor două suprafețe proximale.

4. Şlefuirea suprafeței palatinale

Suprafața palatinalâ supracingulară se şlefuieşte cu o piatră mică de moară sau cu un instmment diamantat în formă de minge de mgby (fig. 12.51.b). Dacă suprafața orală a **CMMC** va fi metalică este suficientă o reducere de 0,5 mm la acest nivel. în cazul când **CMMC** va prezenta la acest nivel şi material ceramic, se indică o reducere orală de 1-1,2 mm.

Suprafața palatinalâ subcingulară va fî conformată ca un perete axial deretentivizat care realizează o convergență de 6-10° cu porțiunea gingivală a feței vestibulare. Se asigura astfel condiții de retenție pentru coroană. Terminația este în chanfrein, ca pentru orice coroană tumată, care se prelungeşte înjumătatea orală a feței proximale (fig. 12.51.c).

Rotunjirea muchiilor şi defmitivarea pragului gingival, constituie etapa finală a preparârii bontului. Rotunjirea muchiilor urmăreşte aceleaşi obiective ca la orice coroană tumată. Deosebit de importantâ este la **CMMC** eliminarea punctelor de concentrare de stress.

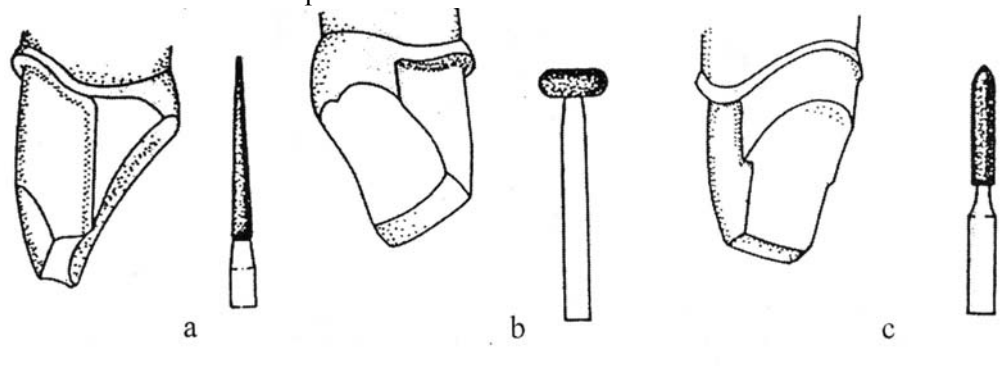


Fig. 12.51. Etape ale preparării unui bont pentru o CMMC frontală (incisiv central maxilar): a— şlefuirea feței proximale; b — şlefuirea reducționalâ a suprafeței palatinale supragingulare; c — şletuirea suprateței palatinale axiale.

Figura 12.52. reprezintă schema unei preparări pentru o **CMMC** pe un incisiv central maxilar cu menționarea funcțiilor biomecanice pe care le îndeplineşte fîecare detaliu al preparației.

Pragul gingival nu este imiform, ca la coroanele de înveliş ceramice. La nivelul feței vestibulare pragul va avea o lățime mai mare pentru a asigura rezistențâ componentelor metalo-ceramice şi un strat suficient de gros de material ceramic pentm asigurarea unui aspect cât mai natural restaurării. Pragul vestibular va fi prelungit la nivelul suprafețelor proximale pe o distanță impusă de considerentele estetice.

Pentru a face economie de țesuturi dure dentare zona terminală a feței orale, prelungită pe restul suprafețelor proximale va avea o formă de chanfrein. Sunt zone, m general, farâ valoare estetică ce vor intra m contact doar cu metalul.

Prin conformarea diferențiată a formei şi lâțimii pragului pe suprafețele proximale axiale din dreptul întâlnirii celor două tipuri de preparâri rezultă o „aripioară", care va trebui conformată paralel cu suprafața gingivală a feței vestibulare.

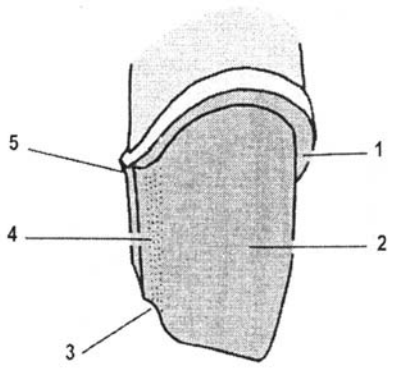


Fig. 12.52. Schema preparării unui dinte pentru o CMMC (incisiv central maxilar). 1. Chantrein: integritate marginalâ. 2. Reducere axialâ: retenție, stabilitate şi rezistență structurală.3. Incizurâ incizală: rezistență structurală. 4. Aripioară: retenție, rezistență, conservarea structurilor dentare 5. Prag: rezistențâ structurală

Pragul gingival în zona vestibulară se poate conforma în patru feluri (fig. 12.53.).

Pragul cu bizou este terminația cervicală care asigură cea mai bună închidere marginală a unei restaurări metalo-ceramice. **Colereta metalică, care se adaptează la prag, asigurâ cea mai bună stabilitate marginală m cursul arderii ceramicii.** Deşi este forma cea mai răspândită de preparare, m ultimii ani, crescând exigențele estetice au fost formulate diverse critici:.

• colereta metalică subgingivală colorează inestetic în albastru-cenuşiu marginea gingivală, mai ales, la cei care prezintă o gingie liberă subțire;

• mascarea coleretei metalice în profunzimea şanţului gingival va avea drept rezultat inflamaţia gingivală;

• acoperirea coleretei metalice cu ceramică (practică extrem de greşită şi totuşi frecvent practicatâ la **CMMP)** nu este o soluţie. Marginile vor fî supraconturate, efectul estetic dubios, influenţa asupra parodonţiului marginal absolut nefavorabilâ prin acţiune mecanică şi porozitatea ceramicii;

• pentru ca bizoul să ofere rezistenţă coleretei metalice la forţele de distorsionare ce apar .în cursul arderii ceramicii trebuie să aibâ un unghi de 70-80°, ceea ce atrage după sine o margine metalică prea groasâ.

Cu toate criticile ce i se aduc, prepararea cu prag şi bizou rămâne cea mai răspândită deoarece tehnicile metalo-ceramice sunt mai simple şi mai puţin sensibile.

Infundarea subgingivală a pragului se face dupâ lărgirea temporară a şanţului gingival, iar bizoul se crează cu vârful unei freze de chanfrein. Pentru definitivarea pragului şi a bizoului se folosesc instmmente diamantate cu granulaţie fmă.

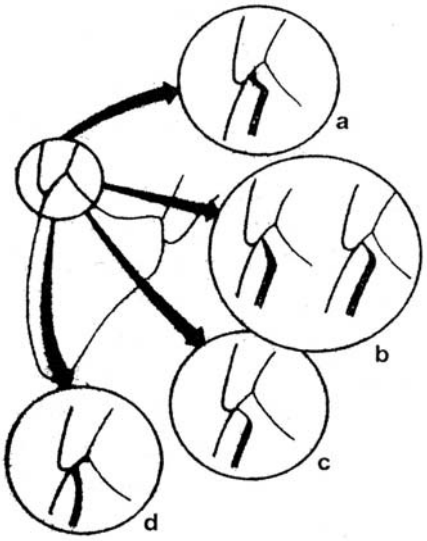


Fig. 12.53. Zona terminală vestibularâ la CMMC
a - prag cu bizou; b - prag înclinat;
c - prag drept; d - chanfrein

Pragul înclinat. Prepararea bontului cu prag înclinat urmăreşte suprimarea coleretei metalice inestetice, dar menţine o margine metalicâ cu ajutoml căreia să se prevină contracţia porţelanului în cursul sinterizării. Se reproşează acestei tehnici că se întîlnesc prea multe straturi heterogene: dinte, ciment, metal, porţelan opac şi gingival, ceea ce favorizează acumularea de placă bacteriană. Prepararea pragului se face cu instrumente de mânâ.

Prag drept de 90° CMMC se confecţionează prin diferite tehnici, care în esenţă urmăresc acelaşi scop: îmbunătăţirea efectului estetic prin joncţiune „cap la cap" a ceramicii cu pragul gingival al bontului. Marginea metalică se întinde până la prag.

Recent s-a pus la punct o soluţie hibridă, care combină rezistenţa metalo-ceramicii cu estetica coroanei din ceramicâ. Marginea coroanei este complet ceramică în treimea cervicală a zonei vestibulare, în rest este metalo-ceramică. Se indicâ la restaurâri unitare sau proteze fixe m edentaţii unidentare m zona frontală când linia surâsului este înaltâ şi se vede gingia (11).

Chanfreinul. Indicaţiile acestei terminaţii se vor limita la dinţi cu coroana clinică lungă şi m zona furcaţiilor pentru a preveni pulpectomizarea lor.

In faza actuală a dezvoltării metalo-ceramicii se pare că nu se poate renunţa la colereta metalică. Mascarea ei subgingivalâ nu este întotdeauna eficientă din punct de vedere estetic şi prezintă riscul afectării parodonţiului marginal.

Prepararea în chanfrein, la o adâncime care se apropie de a pragului drept, îşi găseşte aplicarea într-o variantă tehnicâ de mascare a coleretei metalice („blend gold technique").

Această metodâ permite plasarea marginilor coroanei la nivelul cresţei gingiei libere, avantajul biologic asociindu-se celui estetic.

Marginea coroanei metalice se bizotează. Se arde un prim strat de opac peste care se aplicâ un amestec de aur, un nou strat de opac şi urmează o nouă ardere a porţelanului. In rest fazele sunt cele obişnuite pentru **CMMC.**

12.4.2.1.2. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE MIXTE METALO - CERAMICE ÎN ZONA LATERALĂ

Utilizarea **CMMC** permite realizarea unei restaurări estetice pe un dinte lateral în zona vizibilă, atunci când este necesară aplicarea unei coroane de înveliş. Aşa cum s-a discutat, limitele obiective ale acestei zone (observate de alții în timpul conversației) şi limitele subiective (percepute de pacient) pot fi diferite.

Premolarii maxilari, primii molari maxilari şi primii premolari mandibulari se situează aproape constant în zona vizibilă. Premolarii secunzi mandibulari pot intra şi ei m această categorie. Molarii secunzi maxilari şi molarii mandibulari pot necesita **CMMC** dacă pacientul este nemulțumit de prezența metalului pe acei dinți.

Plasarea de rutină a **CMMC** pe toți premolarii şi molarii este considerată o indicație de tratament exagerată datorită structurii dure dentare adiționale care trebuie îndepărtată pentru a asigura o grosime corespunzătoare pentru metal şi ceramică. Frecvent este şi o cheltuială m plus pentru pacient datorită costurilor mari ale laboratoarelor cât şi riscului crescut de fractură al placajelor ceramice.

Utilizarea de rutină a suprafețelor ocluzale din ceramică a fost criticată. Acest design al restaurărilor oferă un efect estetic maxim când este reclamat de localizarea dintelui într-o zonă vizibilă sau atunci când reprezintă o cerință a pacientului. **Pacienții care doresc suprafețe ocluzale din ceramică ar trebui să cunoască problemele potențiale ce pot să apară. Realizarea suprafețelor ocluzale din ceramică necesită îndepărtarea unei cantități mai mari din structura dintelui, restaurările finalizate ridicând anumite probleme referitoare la integritatea suprafețelor ocluzale antagoniste.** în practică, adeseori nu se reduce suficient din suprafața ocluzală. în această situație tehnicianul realizează „la cerere" un placaj ceramic ocluzal extrem de subțire şi fragil, care cedează de foarte multe ori. **De vină este medicul** care nu-şi impune ferm punctul de vedere: **ori reducere ocluzală suHcientă, ori suprafață ocluzală fără placaj.**

Ceramica glazurată convențională este de aproximativ 40 de ori mai abrazivă decât aurul m raport cu structurile dentare antagoniste. Preparările pentru **CMMC** trebuie să fie facute având un plan clar m ceea ce priveşte extinderea placajului cu ceramică, de vreme ce zonele ce vor fi placate necesită o reducere mai mare de structuri dure dentare decât în cazul când aceleaşi zone se acoperă doar cu metal.

Prepararea bonfului se face într-o anumită succesiune a şlefuirh suprafețelor coronare:

1. şlefuirea suprafeței ocluzale;
2. şlefuirea feței vestibulare;
3. şlefuirea feței proximale;
4. şlefuirea feței orale;
5. rotunjirea muchiilor;
6. defmitivarea pragului gingival.

Instrumentar

Instrumente diamantate cilindro-conice cu vârf rotunjit (cu granulație medie pentru reducerea volumului, granulație fină pentru finisare). Instrument diamantat efilat. linstrument diamantat în formă de piatră roată de moară.

Instmment diamantat cilindro-conic cu vârfplat (pentru prepararea pragului).
Freze de finisare.
Sondă parodontalâ.
Daltă şi confbrmator de unghiuri. ^

Tehnica de preparare a bontului

înainte de începerea preparării se poate face o cheie cu ajutorul căreia se urmâreşte corectitudinea reducerii suprafeţelor dentare.

Se poate realiza un index medio-sagital din silicon prin secţionarea m jumătate de-a lungul liniei mediane vestibulo-orale a dintelui ce trebuie preparat. Se mai poate confecţiona şi un index vestibular realizat prin secţionarea siliconului de-a lungul cuspizilor vestibulari ai dinţilor. Cheia vestibulară astfel formată este mai departe împărţitâ de-a lungul unei linii mediane situate între liniile cervicale ale dinţilor şi vârfurile cuspizilor vestibulari. Se îndepărteazâ jumătatea ocluzală şi se foloseşte jumătatea gingivală drept indicator.

1. Şlefuirea reducţională a suprafeţei ocluzale

Şlefuirea reducţională se începe cu realizarea şanţurilor de orientare cu un mstnanent diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit.

In zonele ce vor fî placate cu ceramicâ reducerea suprafeţei ocluzale va fi de 1,5-2 mm. Şlefuirea ocluzală este realizată în continuare prin îndepărtarea prismelor de smalţ restante între şanţurile de orientare folosind tot instrumentul diamantat cilindrico-conic cu vârf rotunjit. Reducerea trebuie să se realizeze după planuri bine definite care sâ reproducă morfologia ocluzală generală sau forma geometrică de bazâ a suprafeţei ocluzale (fig. 12.54.a).

Bizoul de la nivelul cuspidului de sprijin, asigură o grosime corespunzătoare materialului de restaurare pe pantele exteme ale cuspizilor palatinali maxilari şi ale cuspizilor vestibulari mandibulari. Adâncimea şanţurilor de orientare realizate la acest nivel va fi de 1,5 mm dacă restaurarea este metalică şi de 2 mm dacă metalul va fî placat cu ceramică. Bizoul de pe cuspidul de sprijin este realizat apoi prin îndepărtarea prismelor de smalţ restante între şanţurile de orientare. Angulaţia bizoului trebuie să aproximeze înclinaţia cuspizilor opuşi (fig. 12.54.b).

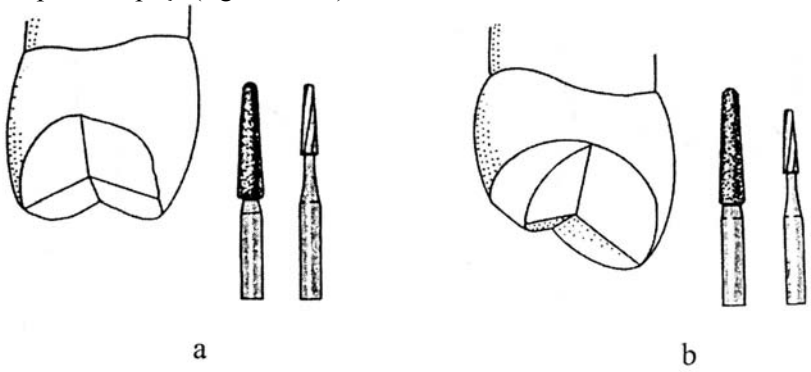


Fig. 12.54. Etape ale preparării unui bont pentru o coroană mixtâ inetalo-cerainică în zona laterală (premolar maxilar): a— şlefuirea reducţională a suprafe(ei ocluzale; b — realizarea bizoului de pe cuspidul de sprijin

2. Şlefuirea feţei vestibulare

Suprafaţa vestibulară va fi şlefuită în douâ planuri, urmărind şi în această situaţie contuml natural al dintelui. Acest tip de **şlefuire reducţională** se numeşte **„bio funcţională"** şi asigură convexitatea ocluzo-gingivală şi mezio-distală.

Pentru a asigura o şlefuire uniformă, se indică realizarea unor şanţuri de orientare dispuse m două planuri având adâncime de 1,2 mm m jumătatea gingivală şi 1,5 mm m jumătatea ocluzală (fig. 12.55.a).

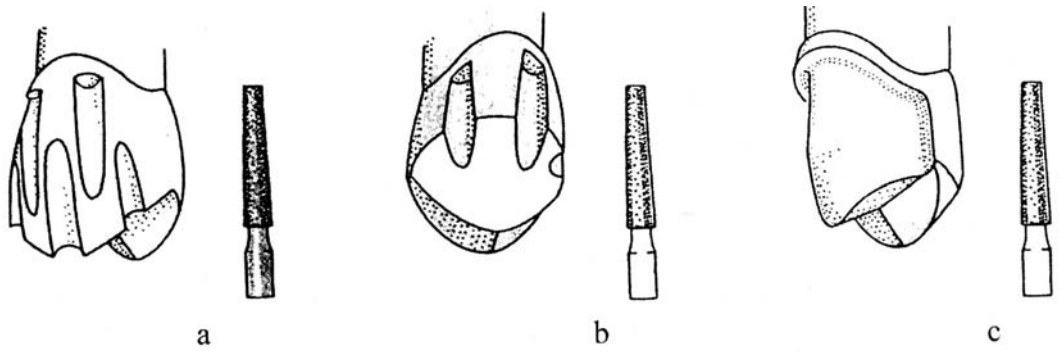


Fig. 12.55. Etape ale preparării unui bont pentru o CMMC în zona laterală (premolar maxilar): a— şanţuri de orientare realizate pe suprataţa vestibularâ; b — şlefuirea suprafeţei vestibulare; jumătatea ocluzalâ; c — şlefuirea suprafeţei vestibulare: jumâtatea gingivalâ

Iniţial se şlefuieşte porţiunea ocluzalâ a feţei vestibulare urmârind desfiinţarea şanţurilor de orientare prin reducerea structurii dentare restante între acestea cu ajutorul instmmentelor diamantate cu vârfplat (fig. 12.55.b). Zona gingivală se reduce m acelaşi fel până la distanţa de Imm de creasta gingiei libere. Cu ajutorul unei freze cilindro-conice din carbid-tugsten se netezesc suprafeţele şi se conformează pragul gingival care se prelungeşte în jumătatea vestibulară a feţei proximale (fig. 12.55c).

3. Şlefuirea feţelor proximale se face cu instrumente diamantate efilate, subţiri, montate în piesa de turbină. Diametrul lor redus permite reducerea proximală fârâ riscul lezării dinţilor vecini. Instmmentul diamantat este plasat la 1-1,5 mm de suprafaţa proximală a dintelui adiacent şi printr-o mişcare vestibulo-oralâ se efectuează separarea farâ a realiza o convergenţâ exagerată a suprafeţei preparate şi fară a leza dintele vecin (fig. 12.56.a).

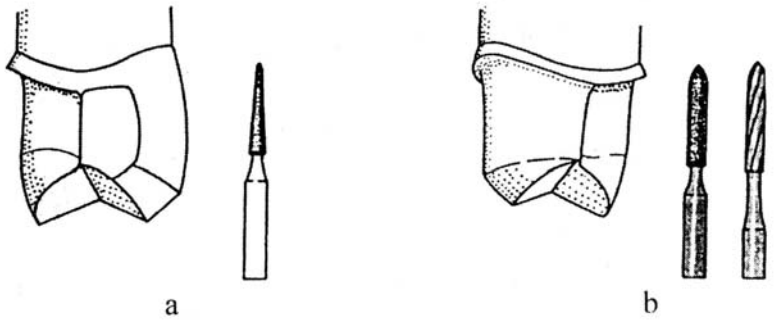


Fig. 12.56. Etape ale preparării unui bont pentru o CMMC în zona laterală (premolar maxilar): a — şlefuirea suprafeţei proximale; b — şlefuirea suprateţei orale

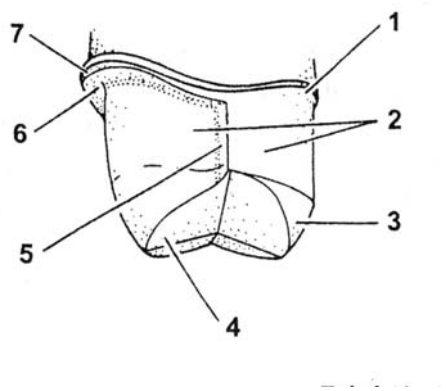
4. Şlefuirea feţei orale

Şlefuirea suprafeţei orale se realizează cif'uii instrument diamantat pentru chanfrein. Se realizează o reducere adecvată atât pe pereţii orali cât şi m jumătatea orală a suprafeţelor proximale pentru a obţine o zonâ terminalâ distinctă m chanfrein, acolo unde nu va fi o placare cu portelan. Zona terminală şi suprafeţele axiale adiacente ei sunt finisate apoi cu o freză de finisat din carbură de tungsten pentru chanfrein (fig. 12.56.b).

Rotunjirea muchiilor şi definitivarea pragului gingival, constituie etapa finală a preparării bontului.

Figura 12.57. reprezintă schema unei preparâri pentru o coroană mixtă metalo-ceramică pe un premolar maxilar cu menţionarea funcţiilor biomecanice ale detaliilor preparaţiei.

Fig. 12.57. Schema preparării unui bont pentru o CMMC în zona lateralâ (premolar superior)



1. Chanfrein: integritate marginalâ, rezistenţă structurală.

2. Reducere axialâ: retenţie, stabilitate şi rezistenţă structurală.

3. Bizou la nivelul cuspidului de sprijin: rezistenţă structurală.

4. Şlefuire ocluzalâ: rezistenţa structurală.

5. Aripioarâ: conservarea ţesuturilor dentare, retenţie şi rezistenţă.

6. Prag: rezistenţă structurală.

7. Bizou gingival: integritate marginală.

Tabell2.10.

Prepararea pentru coroana mixtă metalo-ceramicâ (rezumat)

Etapele preparârii	Instrumentarul recomandat	Criterii
Şanţuri de orientare pentru reducerea incizală (ocluzală)	Instrument diamantat cilmdro-conic cu vârf > rotunjit	Spaţii de 1,5 la 2 mm în PIM şi în mişcările excursive ale mandibulei
Reducere incizalâ (ocluzală)	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	
Şanţuri de orientare pentru reducere vestibulară (două planuri)	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfplat	1,2 la 1,5 mm reducere pentru metal şi ceramică
Reducere vestibulară (douâ planuri)	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfplat	ĩ
Şlefuirea feţelor proximale	Instrument diamantat efilat	Deretentivizara suprafeţelor proximale
Reducere oralâ	Instrument diamantat în formă de minge de rugby Instrument diamantat pentru chanfrein	Va asigura un spaţiu de 1 mm în PIM şi în mişcările excursive mandibulare (>l,5mm dacă ocluzal este ceramică)
Finisarea pragului (sau pragului cu bizou)	Instrument diamantat cilindro-'i conic cu vârfplat Instrument de mână	Pragul trebuie să se extindâ cel puţin Imm oral faţă de zona de contact proximală; bizoul, dacă se alege, va fi cât mai incizal posibil faţă de inserţia epitelială.
Finisarea	Instrument diamantat cilindro-conic cu vârfrotunjit	Toate unghiurile rotunjite şi suprafeţele de preparare netede

Coroană mixtă metalo-ceramică (rezumat) *Tabel 12.9.*

Indicatii	Contraindicatii	Avant	Dezavantaje
Dacă traindic roana ceramic Element agregar Estetice	Cameră pulpară minoasă. Perete tact. Când din punct vedere tehnic posibil de element de mai	Aspec tetic comp cu urăril nate ce	îndepărtarea unei cantităţi importante din structura dintelui. Risc de lezare gingivală. Riscul de fractură, deoarece ceramica este fragilă. Dificultatea de a obţine uneori o ocluzie exactă la ceramică glazurată. Alegerea culorii este difícilă. Aspect estetic inferior în comparaţie cu coroana integral ceramică. Preţ de cost ridicat.

12.4.2.2. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE MIXTE METALO - POLIMERICE (METALO - COMPOZITE ŞI METALO - ACRILICE)

Coroanele mixte metalo-compozite, respectiv metalo-acrilice se compun dintr-un schelet metalic, de obicei, tumat, care asigură, rezistență la solicitările mecanice, suprafețe de conectare pentru intermediarii protezei fixe, retenție şi protecție pentru compozit sau acrilat. Componentele estetice, confecționate din compozit, respectiv acrilat termopolimerizabil, plachează suprafețele metalice m zonele cu maximâ vizibilitate, care sunt fețele vestibulare ale dințior frontali, fețele vestibulare la dinții laterali superiori şi parțial la dinții laterali inferiori.

Caracteristicile de elasticitate, duritate, rezistența mai scăzutâ la uzură mecanicâ etc., contraindică folosirea compozitelor şi acrilatelor pe suprafețe care realizează stopuri ocluzale. Crearea de insule metalice ocluzale pentru a împiedica abrazarea materialului de placare nu este o soluție realistă. în urma uzurii compozitului, respectiv acrilatului se modifică raporturile ocluzale şi pot să apară disfuncții mandibulare.

Oricând este posibil, vom prefera o **CMMC** în dauna unei **CMMP.** în cadml ultimelor vom opta întotdeauna pentru o placare cu materiale compozite iar dacă şi acest placaj este prea scump pentru pacient, vom prefera un acrilat cu polimerizare reticulată în dauna unuia cu polimerizare liniară.

Prepararea bontului

Principiile de preparare a bontului sunt asemănătoare cu cele expuse la **CMMC.**

Critice pentru estetică şi parodonțiu sunt fața vestibularâ şi zona de colet.

Fața vestibulară trebuie şlefuită m două planuri, „biofuncțional". Trebuie să se asigure un spațiu uniform de 2 mm; pentm metal 0,30-0,40 mm, pentru acrilat 1,50 mm, respectiv compozit. Orice derogare de la această regulă va influența negativ aspectul estetic sau integritatea pulpei. în prima altemativă coroana mixtă va fi bombată incizal, protmzivâ. Dacă la o astfel de coroană se modelează şi o suprafață palatinală supracingulară convexă se crează senzația de **„bolovan"** şi **nu de dinte.**

în zona de colet trebuie să se asigure un **prag vestibular** care să aibă o lățime minimă de 0,8 mm, preferabil 1-1,5 mm. Pragul gingival va forma cu peretele axial un unghi exprimat şi va fî înfundat subgingival 0,25-0,50 mm. Pentru obținerea efectului estetic **colereta metalică va fî mascată subgingival şi în nici un caz nu va fî acoperită cu compozit sau acrilat. La nivelul coleretei se crează un prag, în metal, pe care se sprijină placajul din acrilat sau compozit, demarcând cele două materiale.**

Pragul vestibular se continuă pe jumătățile vestibulare ale fețelor proximale. Trecerea de la prag în unghi drept la chanfrein se poate face mai abmpt decât la **CMMC.** Aripioara ce se formează, fară rol m retenție, se va orienta m planul de inserție al suprafeței vestibulare gingivale.Tehnica de preparare este cea expusâ la CMMC.

La ambele se poate folosi şi o altă succesiune a fazelor reducționale. Cu un instmment diamantat pentru chanfrein se sculptează un şanț adânc de 1,25 mm. Şanțul se va întinde de la marginea incizală până la creasta gingiei libere fundul lui fiind paralel cu conturul feței vestibulare.

La nivelul marginii incizale se taie o incizurâ cu adâncime de 1,75 mm. Se şlefuieşte reducțional inițial jumătate dm suprafețe, cealaltă jumătate fiind folosită ca termen de eomparație pentm profunzimea preparării şi punct de referință pentm contur.

12.4.3. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU COROANE DE ÎNVELIŞ CERAMICE

Coroanele de înveliş ceramice mai sunt cunoscute m literatura de specialitate şi sub numele de coroane jacket ceramice. Ele nu trebuie confundate cu coroanele integral ceramice (SIC).

Jacket-urile ceramice (arse pe folie de platină) alături de coroanele integral ceramice sunt cele mai reuşite restaurări protetice din punct de vedere estetic, deoarece suportul metalic care blochează transmiterea luminii, a dispărut. Culoarea şi transluciditatea lor amintesc de structura naturalâ a dinților.

Tehnologia clasicâ de confecționare a unei coroane de înveliş ceramice constâ în arderea ceramicii pe folie de platină adaptată pe un model turnat al dintelui preparat. Pentru îmbunătățirea efectului estetic, m fmal se îndepărta folia de platină. Ulterior au apârut numeroase tipuri de mase ceramice şi tehnologii de confecționare incluse m ceea ce se cunoaşte sub numele de SIC (vezi cap 21.).

Deoarece între prepararea bontului pentru acoperirea lui cu o coroană integral ceramică clasică sau modemâ existâ diferențe minore; vom descrie m continuare preparația unui dinte pentrujacket ceramic clasic; detalii şi particularități pentru **SIC** de află m cap 21.

Indicațiile şi contraindicațiile, precum şi particularitățile de preparare a bontului se stabilesc pe baza examenului odontal, parodontal şi ocluzal.

Examenul odontal

- Determinarea vitalității pulpei şi a gradului de afectare coronară este primul obiectiv. In funcție de vârsta şi starea pulpei se va decide pulpectomia, care la rândul ei va influența fazele clinice. Aprecierea întinderii leziunii coronare în suprafață şi profunzime, cantitatea şi calitatea țesuturilor restante, influențează viitoarea stabilitate şi retenție coroanei ceramice. în general până la 35 de ani aproape 50% din cazuri reclamă pulpectomie m scop protetic la dinții frontali. In situația prezenței unei leziuni coronare extinse sau a unor obturații mari se recomandă realizarea unor **DCR-uri.**

- Precizarea etiologiei leziunii coronare are importanță pentru decelarea parafuncțiilor (abraziuni, eroziuni de colet).

- Măsurarea dimensiunilor coronare în zona incizală şi a coletului este necesară atât pentru indicații cât şi pentru confonnarea pragului. Pe un dinte prea subțire nu se indică o coroană ceramică.

- Examenul radiografic oferă relații cu privire la mărimea camerei pulpare, grosimea pereților, raportul cu procesul lezional. 0 cameră pulpară voluminoasâ constituie o contraindicație.

- Poziția dintelui m arcadă are importanță pentru aspectul estetic al viitoarei coroane. Examenul modelului de studiu poate oferi relații suplimentare. în caz de dinți m malpoziție se încearcâ restaurarea preliminară cu cearâ sau fațetă de acrilat pentru a aprecia viitoml efect estetic şi funcțional.

Examenul parodontal urmăreşte aceleaşi obiective ca la orice tip de proteză. Parodonțiul marginal de înveliş trebuie să fie sănătos, să nu prezinte semne de inflamație. In caz de afecțiuni gingivale se instituie obligator un tratament parodontal preprotetic. Inflamația gingivală va influența negativ nu numai prognosticul protezării, ci şi efectul estetic al restaurării.

• Examinarea liniei surâsului are importanță pentru plasarea marginilor coroanei. S-a discutat influența negativă a margmilor care pâtmnd m șanțul gingival. Nici coroana de înveliș ceramică nu constituie o excepție. Deși efectul estetic este mai bun, plasarea subgingivală a coroanei nu trebuie să devină o regulă. In luarea deciziei intervm doi factori: vizibilitatea gingiei m timpul vorbirii și surâsului și doleanțele pacientului cu privire la efectul estetic al restaurării. Dacâ gingia nu este vizibilă, și pacientul nu este prea exigent, marginile vor fi plasate supragingival.

• Examinarea contumrilor gingivale este obligatorie, pentru a interveni prin gingivoplastie sau tehnici de chirurgie muco-gingivală în caz de contumri incompatibile cu aspectul estetic.

Examenul radiografîc oferă relații asupra stării parodonțiului de susținere, a raportului dintre joncțiunea smalț-cement și a dispoziției vârfului septurilor osoase interdentare, forma rădăcinii.

Examenul ocluzal este obligatoriu în pozițiile centrice și excentrice. 0 ocluzie adâncă acoperită contraindicâ coroana de înveliș ceramică, preferându-se o **CMMC.**

Examenul fotografic oferâ relații suplimentare, ceramistului și este un document util pentru medic. De altfel există sisteme m care ceramistul lucrează m față cu diapozitivul inițial, de dinaintea preparării.

Prepararea dintelui pentru o coroană de înveliș ceramică

Forma bontului are o deosebitâ importanță pentm toate aspectele ce le ridică o restaurare esteticâ dm ceramică:

• culoarea și transluciditatea depind de șlefuirea reducțională uniformâ,

• longevitatea depinde de suportul oferit de bont, de transpunerea principiilor biomecanice m prepararea lui

• aspectul estetic și sănătatea parodontală depind de contumri și raportul cu țesuturile moi.

Prepararea bontului se face într-o anumită succesiune a șlefuirii suprafețelor coronare:

1. șlefuirea marginii incizale;
2. șlefuirea feței vestibulare;
3. șlefuirea feței orale;
4. rotunjirea muchiilor;
5. defmitivarea pragului gingival.

Instrumentarul necesar

• Instmmente diamantate cilidro-conice cu vârfrotunjit (0,8 mm), granulație medie și **fmă.**

• Instmment diamantat efilat.
• Instmment diamantat cilindro-conic cu vârfplat (1 mm), granulație medie.
• Instmment diamantat de formă lenticulară sau con invers.
• Instmment diamantat în formă de minge de rugby.
• Freze de finisare.
• Piatră de moară.
• Freză de înfundat prag.

- Sondă parodontală.
- Dălți şi conformatoare de unghiuri.

1. Şlefuirea reducțională a marginii incizale urmăreşte următoarele obiective:
- asigurarea unei grosimi adecvate a marginii incizale a coroanei, având rol mecanic şi estetic,
- asigurarea unui spațiu necesar pentru mişcările de protruzie,
- crearea unui plan înclinat palatinal la incisivii superiori şi vestibular la incisivii inferiori, pentru ca forțele ocluzale să acționeze în unghi drept.

Inainte de începerea preparării, se poate face o cheie cu ajutorul căreia se poate urmâri corectitudinea reducerii suprafețelor dentare.

Se pot verifica prin această metodă mai multe tipuri de index-uri ca şi la preparațiile precedente.

Şlefuirea marginii incizale (şi a feței vestibulare) se recomandâ să fie precedată de crearea unor şanțuri de orientare, care uşurează toate fazele preparârii (fig. 12.58.a). Astfel se plasează trei şanțuri de orientare m muchia incizală, păstrându-le inițial la o adâncime de aproximativ 1,3 mm pentru a permite o pierdere suplimentară din structura dintelui m timpul şlefuirii. Şanțurile sunt orientate perpendicular pe axul lung al dintelui antagonist pentru a asigura un suport adecvat pentm coroana de ceramică. Vestibular, şanțurile au o adâncime de 0,8 mm şi vor fi trasate în două planuri pentm a asigura o suprafață convexă bontului.

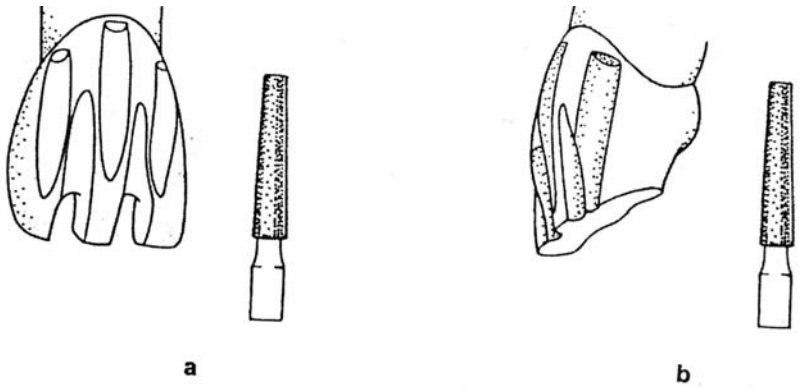


Fig. 12.58. Etape ale preparării unui bont pentru o coroană de înveliş ceramicâ (incisiv central maxilar): a— şanțuri de orientare realizate la nivelul marginii incizale şi a suprafeței vestibulare; b — şlefuirea reducțională a marginii incizale

Din marginea incizală se şlefuiesc 2 mm, cu ajutorul unui instmment diamantat cilindro-conic cu vârf plat, montat m piesa de turbinâ. Se poate folosi şi o piatră de moară de mărime adecvată, la viteze convenționale (fig. 12.58.b).

Planul de şlefuire are o înclinare de 45° palatinal la incisivii superiori şi vestibular la incisivii inferiori. în caz de ocluzie cap la cap planul va fi drept.

Bontul trebuie să ofere maximum de suport pentru coroană. Dacâ se depăşeşte limita de 2 mm, bontul va fî prea scurt, şi nu va oferi suficientă retenție. La coroanele de înveliş ceramice apare un pericol suplimentar în caz de scurtare exageratâ a bontului. în zona vestibulo-gingivală se produce o concentrare de stress care va duce la fracturarea caracteristică „în semihmă" a marginilor coroanei. Pentru a preveni aceste fracturi marginea incizală a bontului trebuie să fie cât mai aproape de marginea incizală a coroanei de înveliş ceramică, în concordanță cu cerințele estetice şi forțele funcționale.

în cazul coroanelor de înveliş ceramice confecţionate la dinţii laterali, se procedează ca şi în cazul coroanelor de înveliş tumate, implicând realizarea şanţurilor de orientare şi incluzând utilizarea unui bizou al cuspizilor de sprijin. Pe aceşti dinţi spaţiul interocluzal va fi de 2 mm.

2. Şlefuirea feţei vestibulare

Obiective: - prepararea pragului gingival,
- derentivizarea suprafeţei vestibulare,
- asigurarea unei grosimi uniforme de Imm pentru coroana de înveliş ceramică.

Şlefuirea feţei vestibulare trebuie sâ se facă m două planuri: un plan incizal, paralel cu contuml original al dintelui şi altul cervical, paralel cu axa de inserţie propusă. Se asigură astfel grosime uniformă pereţilor coroanei de înveliş ceramice şi un efect estetic mai bun, fară a prejudicia vitalitatea dintelui.

Se şlefuieşte iniţial jumătatea incizală a suprafeţei vestibulare (până dispar şanţurile de orientare) cu un instmment diamantat cilindro-conic cu vârf plat (fig. 12.59.a).Prepararea se continuă cu jumătatea gingivală a suprafeţei vestibulare şi include conformarea pragului gingival. In continuare, prepararea se extinde de pe suprafaţa vestibulară pe suprafaţa vestibulo-proximalâ şi se termină pierdut, m jumătatea orală a suprafeţei proximale. Marginea pragului va trebui să urmărească creasta gingiei libere şi nu se va extinde prea mult subgingival.

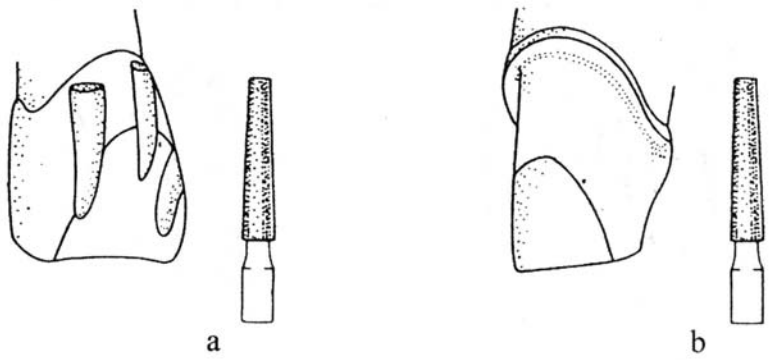


Fig. 12.59. Etape ale preparării unui bont pentru o coroană de înveliş ceramică (incisiv central maxilar):

a— şlefuirea suprafeţei vestibulare: jumătatea incizală;

b — şlefuirea suprafeţei vestibulare: jumâtatea gingivalâ.

3. Şlefuirea feţei orale

Şlefuirea suprafeţei palatinale supracingulare are în vedere asigurarea unui spaţiu necesar pentru confecţionarea coroanei astfel, încât să aibă grosimea necesară, dar m acelaşi timp să permită ghidajul anterior şi mişcările de lateralitate.

Pentru şlefuirea reducţională se vor folosi pietre în formă de roată de moară sau un instmment diamantat m formă de minge de mgby (fig. 12.60.a).

După transferarea axului de inserţie din planul cervical al preparării vestibulare pe suprafaţa orală, se plasează un şanţ de orientare m mijlocul peretelui cingulumului. Se şlefuieşte suprafaţa orală subcingulară şi se p'repară pragul gingival. Acesta se continuă pe jumătatea orală a feţei proximale până la unirea cu pragul vestibular (fig. 12.61.b). Pragul va trebui să urmărească creasta gingiei libere şi nu se va extinde subgingival.

Astfel faţa palatinală subcingulară se prepară la un unghi de convergenţâ de 6-10° cu jumătatea gingivală a feţei vestibulare. Această suprafaţă axială reprezintă o zonă adiţională de retenţie şi stabilitate a coroanei.

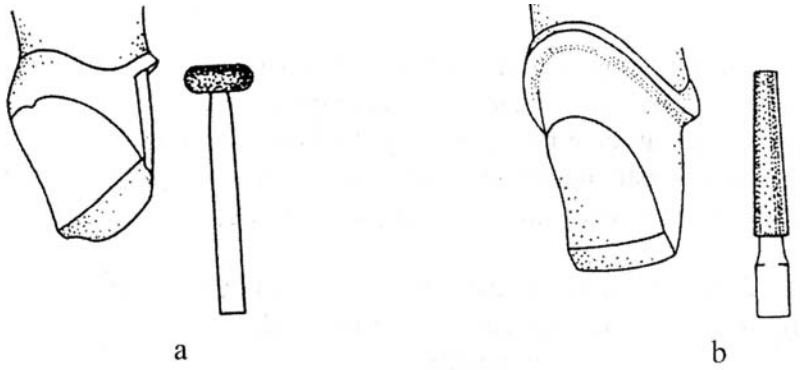


Fig. 12.60. Etape ale preparârii unui bont pentru o coroanâ de înveliş ceramică (incisiv central maxilar):
a — şlefuirea suprafeței palatinale supragingulare; b — şletuirea suprafeței palatinale axiale

4. Rotunjirea muchiilor dintre pereții axiali se face cu instrumente diamantate cilindro-conice cu granulație fină. Muchiile trebuie rotunjite, dar nu vor dispărea complet. La coroanele ceramice orice unghi ascuțit de la nivelul bontului reprezintă zone de concentrare de stress care pot duce la fisurarea şi, m fmal, la fracturarea coroanei. Insăşi aplicarea foliei de platină pe bont este îngreunată de prezența muchiilor ascuțite. Se admite prezența unui unghi ascuțit doar la nivelul pragului. în aceeaşi ordine de idei, a concentrării de stress, trebuie evitate grosimile neuniforme ale pereților coroanei.

5. Defînitivarea pragului gingival. Coroana de înveliş ceramică trebuie să se sprijine pe un prag circular, care formează cu pereții axiali un unghi de 90°. Pragul va fi paralel cu vârful crestei gingiei libere. Lățimea pragului este de 1 mm, variațiile m minus fiind legate de dimensiunile dinților şi suprafețele dentare (0,50-0,75 proximal).

Clasic se preconizează „înfundarea" subgingivală a pragului. S-au discutat avantajele şi dezavantajele. Dacă se alege altemativa plasării subgingivale a marginilor coroanei, pragul va trebui să fie la distanță de 0,5-1 mm de insertia epitelială. Este foarte important acest criteriu de apreciere la tineri, cu şanțul gingival foarte redus, la care inserția epitelială este pe smalț.

La vârsta adultâ, când inserția epitelială este pe cement, pragul va putea fi înfundat cu 0,5-1 mm, dar să nu depăşească jumătatea distanței dintre creasta gingiei libere şi fundul sulcusului.

Pentru conformarea pragului foarte utile sunt frezele de înfundat prag, la care pereții axiali sunt inactivi. Finisarea marginilor de smalț de la nivelul pragului se face cu instmmente de mână (dălți, bizotatoare). Pentru a nu leza pereții gingivali se recomandă ca înfundarea pragului sâ se facă după o prealabilâ lărgire a şanțului gingival.

In fînal, bontul, o miniatură a dintelui va prezenta următoarele caracteristici:

- un plan incizal în unghi de 45° în vederea întâlnirii fortelor de masticatie în unghi drept,
- toate suprafețele axiale uşor convergente spre axul preparării;
- suprafață vestibulară convexă gingivo-incizal şi mezio-distal, formă care asigură grosime uniformă ceramicii;
- suprafață palatinală (la incisivii superiori) uşor

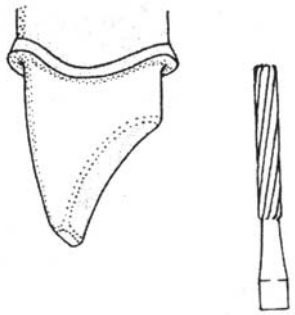


Fig. 12.61. Etape ale preparârii unui bont pentru o coroană de înveliş ceramică (incisiv central maxilar): finisarea fețelor axiale şi a pragului gingival

concavă mezio-distal şi gingivo-incizal care se extinde de la planul incizal la creasta cingulumului;

- spaţiul adecvat între bont şi antagonişti pentru a asigura ceramicii o grosime suficientă;
- treime gingivală a feţei palatinale uşor convergentă spre incizal;
- prag gingival circular, care formează cu pereţii axiali un unghi de 90°. Localizarea pragului este dictată de considerente estetice şi parodontale. Când se impune, considerentul estetic va trece pe prim plan. In restul situaţiilor se dă preferinţă integrităţii parodonţiului.

în figura 12.62. se reprezintă schema unei preparări pentru o coroană de înveliş ceramică pe un incisiv central maxilar cu menţionarea funcţiilor biomecanice îndeplinite de către detaliile preparatiei.
Coroana ceramică fimd indîcată îndeosebi pentru refacerea esteticii, **alegerea culorii** are o deosebită **importanţâ.**

Cele trei atribute ale culorii sunt: tonalitatea cromatică, valoarea şi croma. (vezi cap. 17.)

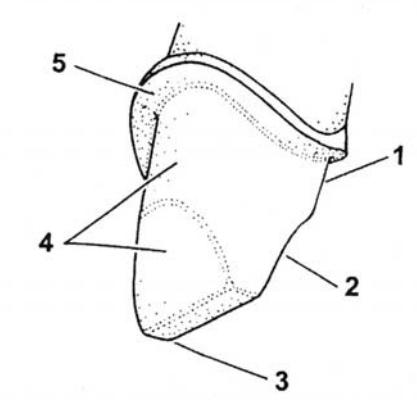


Fig. 12.62. Schema preparării unui bont pentru o coroanâ de înveliş ceramicâ (incisiv central maxilar):
1. Perete axial oral: retenţie şi rezistenţă. 2. Reducere supracingulară concavă: rezistenţa structurală. 3. Unghiuri rotunjite: rezistenţâ structuralâ. 4. Şlefuire axialâ: retenţie, rezistenţâ şi rezistenţă structurală. 5. Prag: integritate marginală şi rezistenţă structuralâ

Modificări ale preparărilor dinţilor în cazul unor coroane de înveliş ceramice realizate prin tehnici alternative

Diferenţele de bazâ între preparârile dinţilor pentru coroanele de înveliş ceramice realizate prin tehnici altemative (ceramicâ tumată, ceramică presată) faţă de cele realizate clasic prin ardere pe folie de platină, constau m necesitatea unei **reduceri mai accentuate a suprafeţelor axiale** (datorită necesităţii unei grosimi mai mari a materialului din care se confecţionează coroana) şi a unui **prag cu unghiuri interioare rotunjite.**

Tranziţia de la prag la peretele axial al preparării trebuie să semene cu un chanfrein larg. Contuml este stabilit simultan cu reducerea axială. [i]

Fabricanţii ambelor tipuri de ceramică tumatâ şi presată indică necesitatea unei reduceri a peretelui axial de 1,5 la 2 mm. Acestea sunt mai puţin conservatoare pentru structura dintelui decât alte restaurări, m special când o margine se extinde considerabil într-o direcţie apicală. Este posibilă realizarea restaurărilor integral ceramice cu aceste tehnici pe o preparare uşor mai conservatoare (de exemplu, reducere axială de 1,2 la 1,5 mm) şi sâ se obţină totuşi un rezultat estetic acceptabil. Ultima abordare este susţinutâ.

tabelul 12.11.

Coroana de înveliş ceramică (rezumat)

Indicatii	Contraindicatii	Avantaje	Dezavantaje
Cerinţe estetice mari. Carii proximale de dimensiuni medii/mari. Dinţi trataţi endodontic şi cu DCR-uri. Distribuţie favorabilâ a solicitărilor ocluzale.	Când este necesarâ o rezis-tenţâ superioarâ o CMMC este mai potrivitâ. Carii extinse cu o structură coronarâ insuficientâ a dintelui pentru suport. Dinţi subţiri vestibulo-oral. Distribuţie nefavorabilă a solicitâţilor ocluzâle.	Din punct de vedere estetic de neîntrecut. Râspuns bun tisular chiar şi pentru marginile subgin-givale. Uşor mai conservatare pentru peretele vestibular.	Rezistenţă scăzută în comparaţie cu CMMC. Prepararea corectâ este extrem de criticâ. Printre cele mai puţin conservatoare preparări. .;! Natura fragilâ a materialului. Poate fi folositâ numai ca restaurare unitară.

tabelul 12.12.

Prepararea pentru coroana de înveliş ceramică (rezumat)

Etapele preparârii	Instrumentarul recomandat	Criterii
Şanţuri de orientare pentru reducerea incizalâ	Instrument diamantat cilindro-conic	Adâncime de aproxirnativ 1,3 mm pentru a permite reducerea suplimentară în timpul finisârii perpendiculare în axul lung al dinţilor antagonişti
Reducerea marginii incizale	Instrument diamantat cilindro-conic	Spaţiul de 1,5-2 mm; se verifică şi mişcările excursive
Şanţuri de orientare pentru şlefuirea feţei vestibulare	Instrument diamantat cilindro-conic	Adâncime de 0,8 mm pentru reducerea suplimentarâ în timpul finisării
Şlefuirea feţei vestibulare	Instrument diamantat cilindro-conic	Reducere de 1 mm; două planuri ca la prepararea CMMC
Şlefuirea feţei orale	Instrument diamantat cilindro-conic Instrument diamantat cilindro-conic în formâ de minge de rugby Piatră roată de moarâ	Adâncime iniţialâ 0,8 mi'n ;se recreaza configuraţia concavă, nu se menţine nici o configuraţia convexâ
Rotunjirea muchiilor	Instrument diamantat cu granulaţie fină	Toate suprafeţele plane şi continue; tarâ smalţ nesusţinut ;
Definitivarea pragului gingival	Instrument diamantat cu vârfplat	Prag cu o lăţime de 1 mm

12.5. PREPARAREA DINŢILOR CU TRATAMENTE ENDODONTICE

De foarte multe ori, m practică ne confmntăm cu necesitatea acoperirii cu coroane de înveliş a unor dinţi devitalizaţi sau care necesită devitalizări, fie m scop protetic, fie datorirâ leziunilor pe care le prezintă.

Dacă dintele este tratat corect endodontic, el poate avea un prognostic bun. El îşi poate relua funcţiile şi dacă este necesar poate deveni chiar şi stâlp pentm o proteză parţială fixă. Progresele obţinute în terapia endodontică permit menţinerea unor dinţi care, cu puţine decenii în urmă ar fi fost extraşi fară ezitare. După finalizarea tratamentului endodontic apar probleme legate de restaurarea coronară şi protejarea stmcturilor dentare restante.

Majoritatea dinţilor cu tratament endodontic prezintă distrucţii coronare întmse, consecinţe ale evoluţiei procesului carios, ale obturaţiilor repetate şi m fmal a preparârii accesului pentru tratramentul endodontic. Coroana clinicâ a unor astfel de dinţi nu oferă suficientă retenţie pentru o coroană de înveliş. Adeseori pentru retenţia unei coroane artificiale nu poate fi folosită decât rădăcina.

Deşi camera pulpară a fost mai demult folosită pentru retenţia unei restaurări extracoronare metoda prezintă doar interes istoric şi nu se mai foloseşte. Un rezultat superior poate fi obţinut cu o tehnică m doi timpi: m prima etapă se realizează cu **DCR** (prin metoda indirectă), iar m cea de a doua se amprentează bontul artificial coronar şi se confecţionează coroana de înveliş.

In ultimii ani, mulţi autori recomandă executarea m timpi separaţi a dispozitivului radicular şi coronar prin metode directe.

Cu această abordare în doi timpi se realizează o adaptare marginală mai bună Literatura de specialitate abundă cu prezentarea de noi materiale şi tehnici pentru restaurarea dinţilor cu tratament endodontal. Timpul, judecâtoml suprem al eficienţei actelor noastre terapeutice, n-a avut când să-şi spună cuvântul: care tehnică este mai bună? Oricum, metoda substituirii este mai cuprinzătoare şi nu se rezumă doar la rândurile de mai sus (vezi cap.7.2.5.).

Diagnosticul şi planul de tratament al dinţilor devitali ce urmează a lî restauraţi prin proteze unidentare

Examenul clinic şi radiografic trebuie să preceadă şi sâ determine atitudinea terapeuticâ. în ultimă instanţă, de datele culese depind diagnosticul şi alegerea procedeului cel mai adecvat pentru un anumit caz. Nu există un tip de restaurare ideal care să fie aplicabil în toate circumstanţele clinice.

A. Examenul clinic constă în:

a) Examenul dintelui ce va iî restaurat
b) Statusul endodontal
c) Statusul parodontal
d) Raporturile dintelui cu restul dinţilor
e) Parafuncţii
f) Starea de sânătate a pacientului
g) Factori economici şi de dotare tehnică

B. Examenul radiografîc va cuprinde:

a) Statusul radiologic endodontal
b) Statusul radiologic parodontal

Radiografiile endobucale vor fi folosite în cursul tratamentului pentru măsurarea frezelor de canal.

Când condiţiile endodontale, periapicale şi/sau parodontale marginale nu sunt îndeplinite se instituie tratamentul preprotetic adecvat. Abia după reuşita lui, verificata clinic şi radiografic, se procedează la elaborarea planului de tratament protetic.

In cazul dinţilor care prezintă distrucţii extinse subgingival se poate folosi procedeul de **egresie radiculară** pentru repoziţionarea lor favorabilă (cap. 7.2.5.1.). Procedeul a fost descris în 1973 de către Heithersay. Utilitatea clinică a metodei a fost demonstrată m mod repetat prin recuperarea unor rădăcini situate iniţial subgingival. După fmalizarea tratamentului ortodontic se continuă tratamentul protetic specific.

Rezecţia apicală, chiuretajul periapical etc. pot influenţa atât atitudinea terapeutică cât şi succesiunea obişnuitâ a fazelor de tratament. Restaurarea poate fi executată înainte de tratamentul endodontic, cimentarea ei facându-se în cursul actului chirurgical. Prezintă avantajul unui dispozitiv radicular de lungime maximă şi obturarea apexului sub control vizual după adaptarea restaurării.

Diferenţele morfologice topografice şi funcţionale dintre dinţii frontali şi laterali cer ca ei sâ fie ţrataţi diferit după terapia endodontică.

12.5.1. METODE ŞI TEHNICI DE RESTAURARE A DINTILOR CU TRATAMENT ENDODONTAL

Restaurarea dinţilor **cu** . tratament endodontic apelează în general la patru elemente (fig. 12.63.):

-dispozitiv radicular,crampon, dispozitiv coronar şi restaurare coronară propriu-zisă.

1. Dispozitivul radicular (sinonime:

engleză: post şi dowel, franceză: pivot şi tenon, germană: Stift) este cimentat sau înfiletat m canalul radicular preparat m acest scop.

Are rolul de a retenţiona porţiunea coronară a restaurării şi de a proteja structurile coronare restante. Funcţia de retenţie este dictată

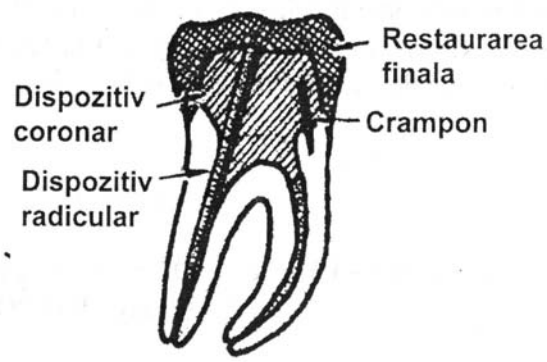


Fig. 12.63. Elementele componente ale unei reconstituiri corono-radiculare

de însăşi indicaţia majoră a metodei, distrucţii coronare masive care nu oferă condiţii pentru agregarea coronară a restaurării. Funcţia de protecţie se realizează prin transmiterea forţelor ocluzale de-a lungul rădăcinii, în direcţie apicală, distribuindu-le m rădăcină şi parodonţiul de susţinere. Oferind rigiditate dispozitiului coronar previne defonnarea marginilor coroanei şi degradarea cimentului

Dispozitivele radiculare pot fî confecţionate prin tumare sau se găsesc prefabricate.

a) Dispozitivele turnate (din aliaje nobile, sau nenobile) se confecţioneazâ prin metoda indirectă (amprentă) sau metoda directă (macheta din ceară sau acrilat autopolimerizabil).

b) Dispozitivele prefabricate pot fi paralele sau tronconice, filetate sau nefiletate, netede sau zimţate, prevăzute sau nu cu şanţuri de refluare. Din combinarea acestor tipuri rezultă şase forme de bază.

2. Crampoanele sunt dispozitive metalice care se menţin într-un lăcaş dentinar prin cimentare, fricţiune sau înfiletare. în ultimul timp se folosesc, în special, cele autoînfiletate. Ele se pot folosi în asociere cu dispozitivul radicular pentru îmbunătăţirea retenţiei dispozitivului coronar sau m exclusivitate când dispozitivul coronar este contraindicat (canale foarte curbe, material de obturaţie de canal insolubil).

3. Dispozitivul coronar înlocuieşte structurile pierdute ale coroanei dintelui. El poate deveni coroana însăşi sau este conceput să ofere retenţie şi stabilitate restaurării coronare finale. In ultima altemativă are forma unui bont coronar şi este confecţionat din AA, **RDC** sau este tumat din aliaje metalice împreună cu dispozitivul radicular (= **DCR).**

4. Restaurarea finală este o coroanâ de înveliş metalică tumatâ, ceramică sau mixtă, care, de obicei, se fixează peste dispozitivul coronar.

Asamblarea dispozitivului radicular, coronar şi a restaurării coronare se face diferit, m funcţie de metoda şi tehnica folosită.

In cazul coroanei de substituţie, toate componentele radiculare şi coronare sunt turnate sau sudate într-o piesă metalică unitară, care oferă lâcaş sau suport pentru componenta estetică.

Când dispozitivele radiculare sunt confecţionate prin tumare, devin de obicei **DCR** pentru că este machetat şi dispozitivul coronar. **Dispozitivul corono-radicular este tot un tip de restaurare.**

JU Folosirea dispozitivelor radiculare prefabricate se asociază cu **realizarea dispozitivului coronar din materiale plastice, amalgam de argint sau răşini compozite.** După întărirea lor, ansamblul poate fi echivalat cu dispozitivul corono-radicular tumat.

Coroana de înveliş se agregă la **DCR** finalizând substituţia coronară care spre deosebire de coroana de substituţie se execută în două etape distincte.

12.5.2. FAZELE CLINICE ALE PREPARĂRII CANALELOR RADICULARE PENTRU DISPOZITIVE RADICULARE

Trăsătura comună tuturor tehnicilor de preparare a dintelui cu tratament endodontal constă în prepararea unui lăcaş endo-radicular pentru adaptarea şi agregarea dispozitivului radicular. In rest, fazele clinice şi tehnnice se deosebesc prin unele particularităţi constmctive. Din punct de vedere didactic vom face distincţia între **trei tipuri de execuţie,** ce vor fi descrise separat. **Elementul comun al tuturor tehnicilor de preparare fiind dispozitivul radicular,** pentru a evita repetârile, pregătirea canalelor radiculare va fi descrisă separat.

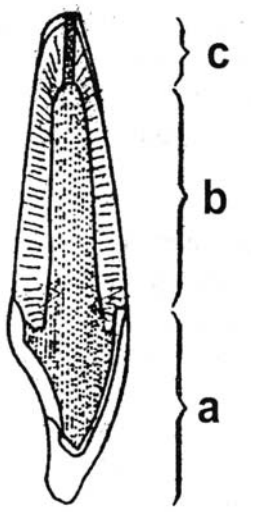


Fig. 12.64. Raportul dintre lungimea restaurării coronare (a), lungimea dispozitivului radicular (b) şi obturaţia de canal (c)

Condiţionarea clinică, principii şi tehnica de pregătire a canalului pentru dispozitiv radicular:

Tratamentul protetic este condiţionat de integritatea anatomică a rădăcinii (rădăcinilor), tratamentul endodontal corect-verificat radiografic, posibilitatea permeabilizârii canalului şi parodonţiul marginal sănătos. **Dispozitivul radicular trebuie să asigure retenţie şi protecţie.**

Când se creează spaţiul pentru dispozitivul radicular, practicianul trebuie să fie foarte atent pentru a îndepârta doar un minim de substanţă dură din canal. Lărgirea exagerată poate perfora sau slăbi rădăcina, care apoi se poate fractura m timpul fixării dispozitivului sau m timpul funcţiei.

Lungimea lui trebuie să reprezinte 2/3 din lungimea canalului, să fie cel puţin egală cu înălţimea viitoarei coroane (raport optim 1,5:1), iar canalul să rămână obturat pe o distanţă de 3-5 mm până la apex (fig. 12.64.).

Convergenţa apicală a pereţilor canalului trebuie să fie minimă, aplicându-se aceleaşi reguli biomecanice ca la orice coroană tumată. 0 convergenţă de 5-6° nu influenţează sensibil retenţia. Condiţiile care vizează retenţia şi distribuţia optimă a stressului şi asigură integritatea obturaţiei de canal, nu pot fi îndeplinite întotdeauna. Pentru a evita eşecurile trebuie căutate mijloace altemative pentru îmbunătăţirea retenţiei.

Grosimea dispozitivului nu va fi mai mare decât 1/3 din diametrul transversal al rădăcinii. La dispozitivele radiculare tumate, canalul radicular este preparat cu pereţi uşor convergenţi spre apex, se consideră deci o treime din grosimea rădăcinii indiferent de nivel.

La dispozitivele prefabricate grosimea se referâ la o treime din grosimea rădăcinii în zona cu diametrul cel mai mic. Pereții dentinari ai canalului trebuie să aibă o grosime de 1 mm.

Se recomandă ca să fie lărgit canalul radicular numai atât cât este necesar pentru a da posibilitate dispozitivului radicular să se adapteze astfel încât să asigure rezistență şi retenție. Lârgirea trebuie rareori să depăşească cu una sau două unități dimensiunile acelor folosite pentru tratamentul endodontic.

Canalul radicular va fi centrat, va reproduce contuml coletului. Se vor evita terminații subțiri, efîlate care constituie zone de concentrare de stress şi provoacă fracturarea peretelui radicular. Pregătirea peretelui radicular se face cu instmmente de mână şi rotative, urmărind transpunerea principiilor enunțate. Se **recomandă să se efectueze prima dată obturația de canal şi apoi să se prepare canalul m vederea inserării dispozitivului radicular. Aceasta va asigura închiderea canalelor laterale.** Un dispozitiv radicular nu poate fi plasat dacă este obturat canalul cu un con de argint cu lungime completă, astfel încât acesta trebuie îndepărtat iar dintele retratat şi obturat cu gutapercă sau cu un sealer şi con de gutapercă.

Inainte de a îndepârta gutaperca, se calculează lungimea viitorului dispozitiv radicular. El va trebui să fie adecvat pentru retenție şi rezistență, dar nu prea lung pentru a nu afecta zona de închidere apicală. Ca şi ghid, spuneam anterior că, lungimea dispozitivului radicular trebuie sâ fie egală cu înălțimea coroanei anatomice (sau două treimi din lungimea rădâcinii), dar se lasă 5 mm de gutapercă apical. Pe dintii scurți, nu va fi posibilă întrunirea ambelor restricții şi trebuie facut un compromis. Un minim absolut de 3 mm de obturație de canal în zona apicală este necesarâ, deoarece curburile şi canalele laterale pot fi găsite în acest segment. Dacă acest lucru nu se poate realiza fără un dispozitiv radicular foarte scurt, prognoza pentm dinte este serios deteriorată.

Dacă lungimea de lucru a canalului rădâcinii este cunoscută, lungimea spațiului pentru dispozitivul radicular poate fi uşor determinată. Astfel este important să nu se piardă punctul de referință incizal sau ocluzal, prin îndepărtarea prematură a stmcturii coronare a dintelui.

Lungimile medii ale coroanelor şi rădăcinilor dinților în mm (99) *tabelul 12.13.*

Lungimea medie a coroanei		Lungimea medie a Două treimi din Lungimea rădâcinii rădăcinii lungimca rădâcinii (la 4 mm de apex)		
Dintii maxilari				
Incisiv central	10.8 ±0.7	12.5 ±1.6	8.3	8.5
Incisiv lateral	9.7 ±0.9	13.1 ±1.4	8.7	9.1
Canin	10.2 ±0.8	15.8±2.1	10.5	11.8
Primul premolar	8.6 ±0.8	12.7 ± 1 .7	8.5	8.7
Al doilea premolar	7.5 ±0.6	13.5± 1 .4	9.0	9.5
Primul molar	7.4 ±0.5	MV 12.5 ± 1.2	8.3	8.5
		DV 12,0± 1,3	8,0	8,0
		P 13,2 ± ,4	8,8	9,2 .
Al doilea molar	7.4 ±0.5	MV 12.8 ±1.5	8.5	8.8
		DV 12,0 ± ,4	8,0	8,0
		P 13,4 ± ,3	8,9	9,4
		Dintii mandibulari		
Incisiv central	9.1 ±0.5	12.4 ± 1.4	8.3	8.4
Incisiv lateral	9.4 ±0.7	13.0± 1.5	8.7	9.0
Canin	10.9 ±0.9	14.3 ±1.4	9.5	10.3
Primul premolar	8.7 ±0.7	13.4±1.3	8.9	9.4
Al doilea premolar	7.8 ±0.6	13.6± 1.7	9.1	9.6
Primul molar	7.4 ±0.5	M 13.5 ±1.3 D 13.4±1.3	9.0	9.5
Al doilea molar	7.5 ±0.5	M 13.4 ±1.2	8,9	9,4
		D 13.3 ±1.3	8.9	9.3

în prima etapă trebuie dezobturat canalul radicular până în 1/3 apicală. Ca instmmentar se folosesc acele de canal Kerr şi pilele de canal, iar ca material ajutător solvenţii materialului din care s-a facut obturaţia de canal. Pentru ramolirea conului de gutapercă se indicâ instmmente de formă şi mârime adecvată, încălzite la flacără. Frezele globulare, cu tijă lungă, sunt şi ele utile în această fază. Sunt contraindicate instmmentele de canal rotative, mai ales frezele Beutelrock, pentru câ existâ riscul creării de câi false şi perforarea peretelui dentinar. Când conul de gutapercă este voluminos se poate folosi freza de forat Gates care are vârful bont. Dacă nu se lucrează cu turaţie şi presiune adecvată existâ riscul încastrării şi mperii instmmentului în canal. Pmdenţa impune evitarea şi a acestui tip de instmmennt rotativ la începâtori.

Când gutaperca a fost îndepărtată la adâncimea potrivitâ se conformeazâ canalul. Acest lucru se realizează cu un instrument endodontic de mână sau cu o freză tip burghiu de turaţie mică. Scopul este înlăturarea neregularităţilor şi prepararea canalului pentru a permite agregarea unui dispozitiv radicular de dimensiune adecvatâ fără lârgirea excesivâ a canalului. Se recomandâ ca dispozitivul radicular să nu fie mai mare decât o treime din diametrul rădăcinii, cu rădăcina şi pereţii de cel puţin 1 mm grosime. Evident că o cunoaştere a dimensiunilor medii ale rădăcinii este importantă atunci când se hotărăsc diametrele adecvate ale dispozitivului radicular. Acestea s-au calculat şi sunt prezentate m tabelul 12.14

De obicei, pentru prepararea formei şi dimensiunii pretinse de dispozitivul radicular se vor folosi frezele de canal Peeso. Ele oferă cea mai mare securitate datorită vârfului bont care ajută şi la centrarea frezei în canal. Frezele Peeso sunt numerotate de la 1-6, cu diametrul de 0,6 la 1,6 mm.

Lârgirea canalului se începe cu freza ce are diametrul cel mai mic, adâncimea la care a ajuns controlându-se cu ajutorul unei radiografii. Lârgirea canalului se face treptat, până ce se ajunge la diametml maxim care poate fi folosit la dintele al cărui canal se prepară.

Dimensiunile orientative

Pesso nr. 4 cu diametrul de l,2mm seindică la:	Pesso nr. 5 cu diametrul 1,4 mm se indică la:	Pesso nr. 6 cudiametrul 1,6 se indica la: .
- incisivii inferiori	- incisivn laterali superiori	- incisivn centrali superiori
- premolarn superiori	- canmii inferiori	- caninii superiori
- molan		- premolarii infenon

12.5.3. DISPOZITIVE PREFABRICATE ŞI RECONSTITUIREA BONTULUI CU AMALGAME SAU RĂŞINI

Restaurarea dinţilor cu tratament endodontal poate fi realizatâ cu un dispozitiv radicular prefabricat inserat m canalul radicular, de care se solidarizează un dispozitiv coronar pe care se aplicâ apoi o coroană de înveliş.

Varietatea mare de produse şi multitudinea cercetărilor întreprinse sugerează importanţa acordată acestei metode de restaurare. Extinderea ei este favorizată de faptul că nu implică o manualitate deosebită din partea practicianului, este expeditivâ, solicită aportul tehnicianului dentar doar pentru confecţionarea coroanei de înveliş, reduce numărul şedinţelor de tratament etc.

tabelul 12.14. Diametrele medii ale rădăcimi şi dimensiunile recomandate pentru dispozitive radiculare în mm

	Joncțiune smalț cement	Furcație			Jumâta-tea râdâ-cinii	4 mm de la apex	Diametrul recomandat pentru dispozitivele radiculare
Dintii maxilari							
Incisiv central	MD 6.3 ± 0.5 VO 6.4 ±0.4				5.2 ±0.5 5.8 ±0.4	3.8 ±0.4 4.3 ±0.4	1.7
Incisiv lateral	MD 4.9 ±0.5 V05.7±0.5				4.0 ±0.5 5.4 ±0.5	3.2 ±0.5 4.2 ±0.4	1.3
Canin	MD 5.4 ±0.5 VO 7.7 ±0.6				4.4 ±0.5 7.2 ±.0.6	3.3 ±0.5 4.8 ±0.6	'1.5
Primul premolar	MD 4.1 ±0.3 VO 8.1 ±0.7	Vestibular Oral	MD VO MD VO		3.6 ±0.4 3.4 ±0.4 3.3 ±0.3 3.3 ±0.4	2.6 ±0.4 2.4 ±0.4 2.5 ±0.4 2.4 ±0.5	0.9 0.9
Al doilea premolar	MD 4.9 ±0.3 VO 7.9 ±0.5				3.8 ±0.4 7.0 ±0.7	3.2 ±0.6 5.0 ±0.7	1.1
Primul molar	MD 7.7 ± 0.4 V010.5±0,5	Mezio-vestibular Disto-vestibular Palatinal	MD VO MD VO MD VO	3.4 ±0.3 6.8 ±0.5 3.1 ±0.2 5.0 ±0.4 5.7 ±0.5 4.3 ±0.4	3.1 ±0.3 5.8 ±0.7 2.8 ±0.3 4.4 ±0.5 5.0 ±0.5 3.7 ±0.4	2.9 ±0.4 4.8 ±0.7 2.6 ±0.4 3.8 ±0.5 4.4 ±0.5 3.3 ±0.4	1.1 1.1 1.3
Al doilea molar	MD 7.3 ± 0.4 V010.4±0.6	Mezio-vestibular Disto-vestibular Palatinal	MD VO MD VO MD VO	3.4 ±0.3 6.6 ±0.5 3.1 ±0.4 4.3 ± 0.4 4.9 ±0.5 4.5 ±0.4	3.1 ±0.3 5.6 ±0.7 2.8 ±0.3 3.8 ±0.4 4.2 ±0.5 3.9 ±0.4	2.7 ±0.4 4.5 ±0.7 2.4 ±0.4 3.2 ±0.4 3.6 ±0.5 3.1 ±0.4	1.1 0.9 1.3
Dinții mandibuiari							
Incisiv central	MD 3.3 ±0.3 VO 5.5 ±0.5				2.7 ±0.3 5.6 ±0.4	2.1 ±0.2 4.3 ±0.6	0.7
Incisiv lateral	MD 3.6 ±0.3 VO 5.9 ±0.4				2.7 ±0.4 5.7 ±0.5	2.0 ±0.2 4.3 ±0.5	0.7
Canin	MD 5.2 ±0.6 VO 7.8 ±0.8				4.0 ±0.5 7.3 ±0.6	3.2 ±0.7 5.0 ±0.5	1.5
Primul premolar	MD 5.1 ±0.4 VO 6.6 ±0.4				4.0 ±0.4 6.0 ±0.5	3.2 ±0.4 4.3 ±0.4	1.3
Al doilea premolar	MD 5.3 ± 0.3 VO 7.0 ±0.5				4.3 ± 0.3 6.0 ±0.6	3.5 ±0.5 4.4 ±0.5	1.3
. Prîmul molar	MD 8.9 ±0.6 VO 8.3 ±0.6	MD 3.7 ±0.2 VO 3.4 ±0.3 vestibular ^ 34^3 VO 3.5 ±0.4 °- MD 3.5 ±0.4 VO 7.6 ±0.8			3.2 ±0.3 3.1 ±0.3 2.9 ±0.3 3.2 ±0.3 2.8 ±0.4 6.6 ± 1.2	2.8 ±0.2 2.8 ±0.4 2.5 ±0.3 2.7 ±0.4 2.7 ±0.4 5.4 ±0.8	1.1 0.9 1.1
Al doilea molar	MD 9.3 ± 0.7 . VO 8.3 ±0.7	,, . MD 3.6 ±0.3 - VO 3.2 ±0.3 vestibular ^ 3 ^^ VO 3.2 ±0.5 MD 3.5 ±0.4 - VO 5.9 ±0.9			3.1 ±0.3 2.8 ±0.3 3.0 ±0.4 2.8 ±0.4 3.5 ±0.4 5.9 ±0.9	2.6 ±0.3 2.4 ±0.4 2.5 ±0.4 2.3 ±0.4 3.0 ±0.4 4.7 ±0.7	0.9 0.9 1.1

între dispozitivele radiculare prefabricate şi cele tumate nu există o dispută absolută. în unele situații clinice dispozitivele tumate au indicație majoră, deoarece se adaptează foarte bine la pereții canalului. Ca atare, se preferă în cazurile când morfologia canalului este excentrică. Dacă se foloseşte un dispozitiv prefabricat într-un canal oval (de exemplu la caninul superior)

contactul cu pereții canalului va fi minim. Restul spațiului canalar este obturat cu ciment în strat gros, existând pericolul potențial de descimentare a dispozitivului. Dacă se încearcă adaptarea unui dispozitiv cu diametrul mai mare, pentm a îmbunătăți contactul cu pereții canalului şi implicit retenția, pereții canalului se subțiază prea mult şi apare riscul perforării.

Se mai indică preferențial **DCR** la dinții cu coroane foarte distmse. In schimb, la dinții unde distrucția coronară este mai redusă se preferă dispozitivul prefabricat deoarece pentru armonizarea liniei de inserție a dispozitivului coronar cu cel radicular ar trebui sâ se sacrifice prea multă structură coronară (fig. 12.65.).

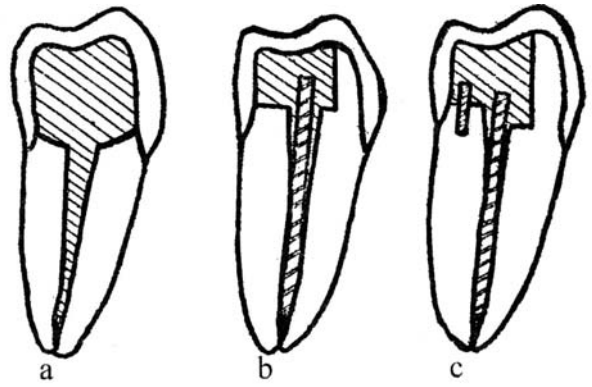


Fig. 12.65. Variante de restaurare a dinților cu tratament endodontal:
a— dispozitiv corono-radicular turnat; b — dispozitiv coronar din materiale plastice şi dispozitiv radicular prefabricat;
c — dispozitiv coronar, radicular şi crampon

Obiectivul **DCR** este acela de a asigura retenția pentm o coroană care în mod normal ar fi obținută din structură dentară coronarâ sănătoasă. Obiectivul **DCR** nu poate fi atins fară un ciment care să crească retentia şi care să ajute la crearea unei sigilări de-a lungul canalului.

Dispozitivele radiculare, indiferent de forma şi de suprafața configurației sunt inserate cu ajutoml unui ciment.

Selectarea **DCR** optim poate fi un exercițiu complex şi imprecis pentru medicul stomatolog. In primul rând, nici un **DCR** prefabricat nu se potriveşte fiecărei situații. în al doilea rând, numâml mare de componente ale dispozitivului corono-radicular care se găsesc momentan pe piață (multe fiind susținute numai de rezultatele de laborator *in vitro* fără o corelare clinică directă) complică procesul de selectare. în al treilea rând, şi cel mai important, criteriile biomecanice specifice şi folositoare pentru evaluarea componentelor **DCR** prefabricat nu sunt încă disponibile pentru medicul stomatolog.

Dispozitivele radiculare

Obiectivul principal al fiecărui dispozitiv radicular este acela de a asigura retenție pentru dispozitivul coronar. Retenția dispozitivului radicular este influențatâ de conturul canalului;
mărimea dispozitivului, forma, şi suprafața configurației şi agentul de cimentare. Forma şi suprafața configurației dispozitivului radicular au un efect esențial asupra retenției.

Dispozitivele radiculare sunt fabricate în câteva forme de bază - unele tipuri se cimentează m canale radiculare cu diametru mai mare decât cel al dispozitivului, iar altele sunt înşurubate m canale cu diametm mai redus decât cel al dispozitivului, la formele paralele înşumbate fiind necesarâ prefiletarea pereților canalului.

Există şase forme de bază pentru **DR** prefabricate:

- convergente - netede
  - -striate
  - - înşumbate
- paralele -netede
  - - striate
  - -înşumbate (vezi fig. 7.107.) Dispozitivele radiculare care sunt menținute m primul rând de către filetele de la suprafață, care implicâ dentina dm punct de vedere mecanic sunt considerate active, în timp ce acelea care nu vin în contact cu peretele canalului, dar se sprijină pe ciment pentru retenție sunt

considerate ca fiind pasive. Dispozitivele radiculare active sau înfiletate,sunt mult mai retentive decât cele pasiv-adaptate, iar cele cu pereți paraleli sunt mai retentive decât cele conice. Numeroşi cercetători au demonstrat în studiile lor asupra retenției dispozitivului radicular **că** dispozitivele radiculare înfiletate cu pereți paraleli sunt mult mai retentive decât cele paralele striate, şi că dispozitivele radiculare netede cu pereți paraleli sunt mai retentive decât cele **conice.**

Datorită faptului că dispozitivele radiculare active se bazează pe filete care se angajează în dentină, ele crează un stress mai mare în timpul inserării şi al solicitării decât celelalte tipuri. Prefigurarea canalelor dispozitivului radicular, limitarea numărului filetelor dispozitivului radicular şi revenirea cu o spiră a filetului sunt numai câteva dintre tehnicile folosite pentru a reduce stress-ul m dispozitivele radiculare active. Dispozitivul radicular conic autoînfiletat crează cel mai mare stress dintre toate modelele de dispozitive radiculare existente. Dispozitivele radiculare conice pasive au sistem de refluare propriu şi crează un stress mic m timpul inserării. Cu toate acestea, dispozitivele radiculare conice, indiferent de faptul că sunt pasive sau active, au un mare potențial pentru fracturarea rădăcinii in timpul solicitării. Spre deosebire de acestea, dispozitivul radicular striat cu pereți paraleli prevăzut cu şanț de refluare distribuie stress-ul mai egal decât oricare alt model.

Alegerea dispozitivului radicular este ghidată atât de către conturul extem al rădăcinii cât şi de forma canalului preparat. Cu cât dispozitivul radicular ales se adaptează mai bine în canal (ca mărime şi ca formă), cu atât este mai mică posibilitatea ca prepararea canalului să aibă ca şi rezultat perforarea rădăcinii. Dispozitivele radiculare conice se conformează bine canalelor preparate endodontal şi sunt mai conservatoare în ceea ce priveşte stmctura dentară.

Dispozitivele radiculare prefabricate convenționale sunt facute din oțel inoxidabil, titan şi aliajele sale, platină-aur-paladiu, aliaje cu conținut de crom. Cele confecționate din alamă sau bronzuri de aluminiu generează fenomene de coroziune intracanalară şi distmg rădăcinile într-un timp scurt. Dispozitivele radiculare nemetalice, recent introduse, mai ales dispozitivele radiculare din răşină epoxidică, fibră de carbon, par a fi o promisiune pentru viitor. Oricum, dispozitivele radiculare metalice au demonstrat m timp calitățile lor şi continuă să domine piața.

Rezistența dispozitivelor radiculare (modulul de elasticitate) şi coroziunea lor sunt considerate probleme majore în selectarea dispozitivelor radiculare metalice. Aliajele din titan sunt cele mai rezistente la coroziune. Cu toate acestea rezistența titanului este mult mai mică decât aceea a oricărui oțel inoxidabil sau al unuia pe bază de cobalt-crom-molibden. Atât oțelul inoxidabil cât şi alama prezintă o rezistență scâzută la coroziune. Aliajele pe bază de platmă-aur-paladiu, titan şi cobalt-molibden încorporează cele mai bune combinații între rezistența mecanică şi cea la coroziune. Potrivit celor afirmate de către Jacobi şi Shillingburg **alama este cel mai puțin dorit aliaj datorită rezistenței scâzute mecanice şi la coroziune.** De asemenea, aliajele pe bază de nichel ar trebui evitate la pacienții care prezintă sensibilitate crescută la nichel.

în continuare vor fi prezentate câteva dintre tipurile de bază de dispozitive radiculare prefabricate.

Dispozitivele convergente netede şi cimentate sunt confecționate din aliaje nobile, crom-cobalt şi oțel inoxidabil, de grosimi variabile (0,50-1,40 mm) (fig. 12.66.). Mărimea şi convergența corespund frezei cu care se prepară canalul. Realizează retenția cea mai redusă m comparație cu celelalte forme prefabricate. în timpul adaptării nu solicită pereții canalului, dar m timpul funcției ocluzale pot exercita acțiune de ic. Această acțiune este diminuată de țesuturile coronare restante şi protecția realizată de coroana de înveliş. Pentm retenția dispozitivului coronar din amalgam sau compozite, extremitatea coronară este prevăzută cu diverse elemente de retenție.

Dispozitivul corono-radicular poate fi finalizat în aceeaşi şedinţă. Retenţia poate fi îmbunâtăţită la pluriradiculari prin adăugarea de dipozitive multiple dispuse neparalel.

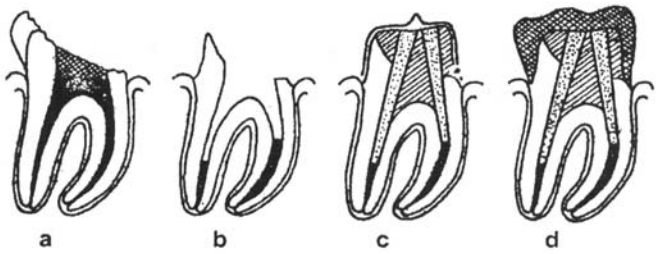


Fig. 12.66. Adaptarea dispozitivelor radiculare convergente netede a - distrucţie coronarâ la un molar cu tratament endodontal.; b - prepararea canalului radicular şi a bontului coronar; c - dispozitivele radiculare cimentate şi dispozitivul coronar din compozit realizat cu ajutorul unui contbrmator; d - restaurarea finala.

Dispozitivele paralele şi cimentate. Dispozitivele paralele pot avea suprafeţe netede sau striate. Se cimenteazâ în canale preparate puţin mai largi decât diametrul dispozitivului. Cele mai folosite sunt formele striate prevâzute cu şanţ de refluare a cimentului.

Dispozitivele paralele sunt mai retentive decât cele convergente. Stress-ul în timpul cimentârii, prin presiune hidrostaticâ, dezvoltâ doar formele care nu sunt prevâzute cu şanţ de refluare. La acestea există şi riscul sâ nu se adapteze complet m canalul preparat.

Formele prevăzute cu nervuri distribuie stress-ul egal pe toatâ suprafaţa radiculară cu care vine în contact. Cimentul care pătrunde m nervuri are rol de tampon, amortizând forţele. Distribuţia forţelor este mai bună decât la oricare alt tip de dipozitiv prefabricat (fig. 12.67.).

Adaptarea în canal este relativ facilă. Spre deosebire de formele convergente, la formele paralele există riscul perforării peretelui, deoarece freza de canal are vârful activ.

Indicaţiile sunt limitate de morfologia canalului. La canalele foarte largi într-o singurâ direcţie (canin superior şi inferior) retenţia este minimă, cu variaţii mari ale grosimii cimentului şi posibilitatea mobilizării dispozitivului. Diametrul minim, al dipozitivului fiind de 0,9 mm la canalele înguste, asigurarea unei lungimi adecvate poate să ducă la subţierea şi chiar la perforarea pereţilor. în figura următoare sunt prezentate etapele clinice ale unei restaurâri cu dispozitiv paralel striat, cimentat.

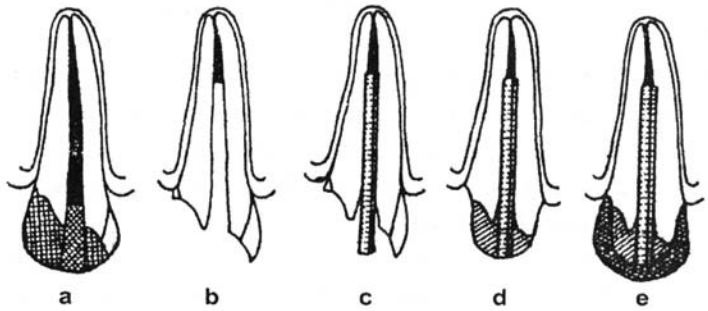


Fig. 12.67. Adaptarea dispozitivelor radiculare paralele striate. a - premolar cu tratament endodontal; b - prepararea canalului radicular şi a bontului coronar; c - adaptarea şi cimentarea dispozitivului radicular; d - reconstituirea CQronarâ şi definitivarea tbrmei bontului; e - restaurarca finală.

Dispozitivele convergente autoînfiletate. Se aseamână cu un şumb cu suprafeţele convergente spre vârf care-şi taie singur filete m dentină. Se fabrică cu grosimi şi lungimi variate, din diferite aliaje.

Toate dispozitivele prefabricate prevăzute cu filete care se angajează m dentină sunt mai retentive decât cele cimentate. Strress-ul produs în timpul înfiletării este însă mare şi dacă se adaugă ulterior solicitârile ocluzale, rădăcina se poate fisura şi chiar fractura. Dispozitivele mai scurte au un grad mai mare de convergenţă şi efect de ic mai pronunţat

Dintre toate dispozitivele fabricate acest tip prezintă **cel mai mare potențial de abuz.** Pentru a limita efectul de ic a formei convergente se recomandă cimentarea dispozitivului într-un canal radicular preparat cu un diametru cu ceva mai mare decât diametml dispozitivului.

Dispozitivele paralele şi filetate. Dispozitivele cu suprafețe paralele şi filetate sunt cele mai retentive. Cele mai cunoscute sunt „Star Radix anchor" şi „Kurer anchor" (fig. 12.68.). La primul, dispozitivul îşi creazâ singur filetul în peretele dentinar, în timp ce la sistemul Kurer retentivitățile se creazâ cu un instmment acționat manual, cu o tehnică precisă de curățire a rumeguşului dentinar pentru a nu apărea fracturi. Spre deosebire de celelalte, la sistemul Kurer dispozitivul coronar este ataşat de cel radicular. După adaptarea lui pe suportul dentinar se conturează până se obține forma de bont. Stress-ul la adaptare este minim la ambele tipuri. Suprafețele dispozitivului fiind paralele, sarcinile funcționale sunt distribuite mai bine decât la dispozitivele similare cu suprafețe convergente.

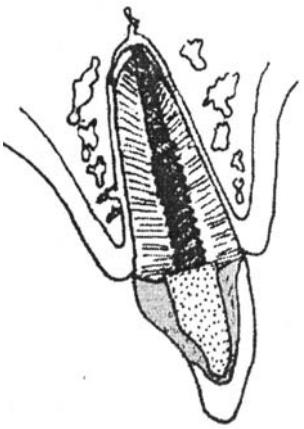


Fig. 12.68, Dispozitiv corono-radicular Kurer

\Indicațiile sunt condiționate de retenție şi morfologia radiculară. Se indică în situațiile clinice când este necesară o retenție mai mare. De exemplu, la un incisiv central când rădăcina este scurtată (rezorbție, rezecție apicală), şi nu se poate insera un dispozitiv cu lungime ideală. Diametrul minim la sistemul Kurer fiind de 1,48 mm indicarea la rădăcinile cu canal îngust trebuie limitată.

Dispozitive radiculare consolidate cu răşină compozită

Există situații clinice deosebit de dificile m care rădăcina prezintă deteriorâri structurale extreme, sau dezvoltare imaturâ, sau cazurile în care şi canalul radicular a fost cariat, suprainstrumentat sau a fost restaurat anterior cu un dispozitiv corono-radicular prea mare. Stmctura reziduală este reprezentată de un perete subțire al rădăcinii care poate compromite prognosticul pentru o restaurare reuşită a dintelui pe termen lung.

Studiile de specialitate au arătat obținerea unor rezultate clinice deosebit de favorabile m cazul utilizării dispozitivelor radiculare consolidate cu răşini compozite în restaurarea structurală a unor dinți ale câror rădăcini prezintă distmcții foarte mari.

Acest sistem implică folosirea materialelor şi tehnicilor adezive pentru consolidarea intraradiculară a rădăcinilor cu pereți subțiri, profitând de progresele din tehnologiile restaurative. în această situație dimensiunea intemă a stmcturii radiculare restante este consolidată cu răşină care aderă de dentină. Răşina compozită măreşte grosimea rădăcinii măsurată de la suprafața extemă a acesteia până la interfața dispozitivului radicular cu canalul radicular consolidat. Urmează apoi cimentarea cu ajutorul unui ciment compozit a dispozitivului radicular în spațiul canalar nou refâcut.

Crampoanele cimentate menținute prin fricțiune sau autoînfiletate (fig. 12.69.), se indică pentru restaurâri ale dinților cu tratament endodontal în următoarele situații:obstacole pe canalul radicular care nu pot fi îndepărtate; pentru a asigura retenția suplimentară sau rezistență la rotație; când morfologia radiculară nu permite prepararea unui canal adecvat pentru dispozitiv.

în jurul crampoanelor trebuie să râmână o zonă dentinară de 1 mm pentm a preveni apariția fisurilor şi fracturilor dentinare. Dentina devitalâ fiind foarte fragilă, înşumbarea crampoanelor trebuie fâcută cu blândețe (fig. 12.70.).

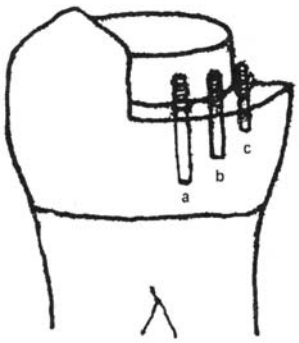


Fig. 12.69. Cele trei tipuri de crampoane şi dimensiunea lâcaşurilor intradentinare: a - crampoane cimentate 5-6 mm;b - crampoane menținute prin fricțiune 2-3 mm;c - crampoane autoînfiletate 2mm

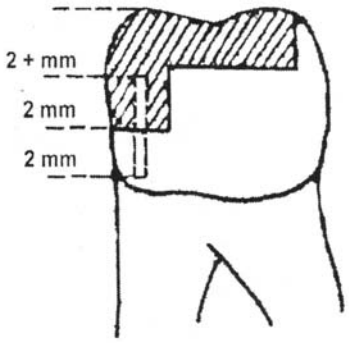


Fig. 12.70. Crampon autoînfiletat, cu menționarea dimensiunilor optime

Dispozitivul coronar

Dispozitivul coronar asigură forma de retenție şi rezistență pentru restaurarea finalâ.

în cazul dispozitivelor prefabricate, dispozitivul coronar al acestora este conformat din amalgam de argint, răşini compozite sau ciment ionomer de sticlă.

Amalgamul este relativ uşor de manipulat şi are o mare rezistențâ la compresiune şi caracteristici reduse de percolare. Amalgamul prezintă, de asemenea, o rezistență crescutâ la abraziune, astfel încât poate ca să servească şi ca restaurare provizorie dacă este întârziatâ tumarea. Cu toate acestea, **timpul său de priză cât şi lipsa de adeziune la structurile dentare sunt dezavantaje.** Deşi amalgamul cu priză rapidă (amalgamul cu procent crescut de cupru) prezintâ o rezistență compresivă suficient de mare pentru a permite prepararea după o oră de la inserare, rezistența tensoare este redusă, indiferent de conținutul în cupm. Dispozitivele coronare relativ subțiri confecționate din amalgam au o mare susceptibilitate la fracturâ.

Datele cu privire la eficacitatea adezivilor dentinari folosiți împreună cu amalgamul sunt foarte variate. în unele studii clinice recente, Mahler şi colab. (60), nu au găsit nici o diferență m ceea ce priveşte calitatea legăturilor în cazul amalgamului folosit cu sau fară adeziv, în timp ce Belcher şi Stewart (4) au evaluat restaurările din punct de vedere al retenției şi au descoperit că un adeziv pentru amalgam este eficace dm punct de vedere clinic. Donald şi colab. (24), a concluzionat m urma unui studiu de laborator că folosirea adezivului împreunâ cu dispozitivele coronare confecționate din amalgam măreşte rezistența amalgamului la fractură.

Sistemele de adezivi pentru amalgam se îmbunâtățesc, dar cu toate acestea, ele nu sunt momentan egale cu sistemele de adezivi pentru compozite. Răşina compozită are o rezistență mecanică adecvată, capacitâți de adeziune, şi o priză rapidă. Totuşi, dezavantajele sale sunt tendința spre percolare şi o stabilitate dimensională scâzutâ. Există răşini compozite cu destinație specială pentru realizarea dispozitivelor coronare (Rebilda-Voco şi Cavex Clearfil Core-Cavex HollandBV). Cimenturile ionomer de sticlâ (inclusiv cele care conțin argint) manifestă o adeziune adevărată la structura dentară, o eliberare de fluor, şi un coeficient termic redus de expansiune termică. Totuşi lipsa inerentă de rezistență mecanicâ, precum şi fragilitatea sunt dezavantaje

semnifîcative. Materialele restaurative recent introduse pe bază de ciment ionomer de sticlâ armat cu argint sunt uşor de aplicat, uşor de manevrat, şi rezistente la contaminarea cu salivă; cu toate acestea, ele sunt mai puțin rezistente decât răşina compozită şi manifestă o rezistență mecanică inadecvată pentru situațiile de solicitare.

Dispozitivele prefabricate prezintă la extremitatea coronară diverse sisteme retentive. Suplimentar se pot crea retentivități în țesuturile restante, se pot fixa crampoane în dentină. Cu cât distrucția coronară este mai mare cu atât devine mai necesară retenția auxiliară (fig. 12.71.a).

Când se foloseşte amalgamul de argint, se adaptează m jurul dintelui o matrice circulară şi se condensează amalgamul astfel încât să fie cât mai bine adaptat 'la retentivitățile dispozitivului. In şedința următoare se şlefuieşte, reconstituirea urmărind aceleaşi principii biomecanice ca la un bont denta (fig. 12.71.b). Pentru compozite se folosesc conformatoare din celuloid, de formă adecvată. Este foarte important ca dispozitivele şi crampoanele prefabricate să fie în aşa fel plasate încât să poată fi cuprinse m masa de amalgam sau răşină compozită. Dispozitivul coronar, spuneam că se mai poate realiza şi cu ajutorul cimenturilor ionomere de sticlă.

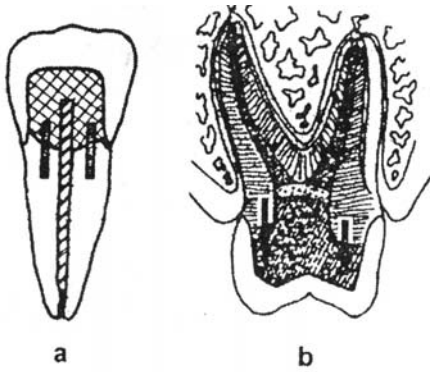


Fig. 12.71. Dispozitive coronare confecționate din compozit, respectiv amalgam: a- dispozitiv coronar din compozit, retenția t1ind realizatâ cu ajutorul iinui dispozitiv radicular prefabricat şi a două crampoane;b - reconstituire cu crampoane şi amalgam de argint finalizată cu coroanâ de înveliş a unui molar cu tratament endodontal

12.5.4. DISPOZITIVE CORONO - RADICULARE TURNATE

Restaurarea unui dinte cu tratament endodontal se poate realiza prin adaptarea unei coroane de înveliş pe un dispozitiv corono-radicular tumat. Indicatiile se referă atât la dinții monoradiculari cât şi la pluriradiculari, cele mai bune rezultate obținându-se la dinții cu canale ovoidale şi la dinții cu canale largi care pot fi amprentate cu uşurință şi dispozitivul radicular tumat este putemic.

Fazele clinice ale restaurării cu dispozitiv corono-radicular tumat şi coroane de înveliş:

1. pregătirea dintelui.
2. amprentarea pentru dispozitiv (sau confecționarea directă a machetei).
3. adaptarea şi cimentarea dispozitivului corono-radicular.
4. amprentarea pentru coroana de înveliş.
5. adaptarea şi cimentarea coroanei de înveliş.

Pregătirea dintelui

Se preparâ un bont adecvat restaurării finale, pereții axiali fiind şlefuiți cu un instmment diamantat efilat cu vârfrotunjit (fig. 12.72.a).

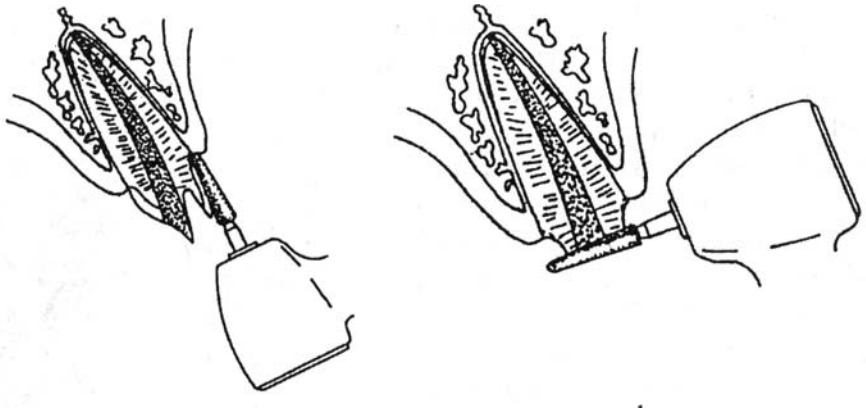


Fig. 12.72. Etape ale preparării bontului coronar în vederea realizării unui dispozitiv corono-radicular turnat:

a- prepararea pereților axiali ai bontului coronar; b - prepararea suprafeței bontului coronar

Urmează exereza, cu o freză globularâ, a țesuturilor cariate şi îndepârtarea vechilor restaurâri. Țesuturile coronare restante vor fi evaluate pentru ca cele sânătoase să fie încorporate m restaurare. Nu se face o amputare coronară. Se îndepărtează doar pereții subțiri şi țesuturile subminate (fig. 12.72.b).

Apoi se prepară canalul radicular, conform tehnicii descrise anterior (fig. 12.73.a).

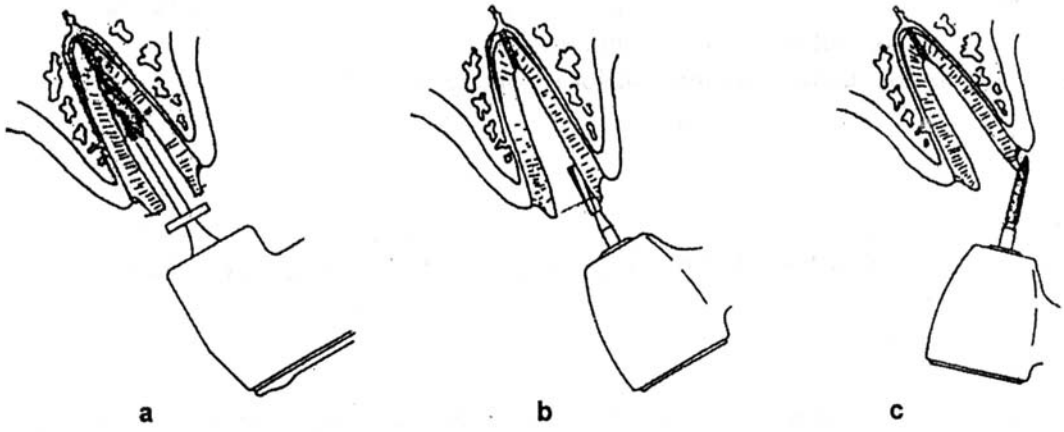


Fig. 12.73. Etape ale prepararii canalului radicular şi bontului coronar în vederea realizării unui dispozitiv corono-radicular turnat: a- prepararea canalului radicular cu freze de forat Peeso; b - prepararea lăcaşului antirotațional; c - prepararea contrabizoului cu rol în încercuirea de protejare a pereților coronari ai canalului

După terminarea conformării canalului cu o freză cilindro-conică din carbid-tungsten se creează un lăcaş m zona m care peretele dentinar este cel mai voluminos. Dimensiunile lăcaşului sunt de Imm adâncime şi 4mm lungime, de-a lungul peretelui canalului. Acest lâcaş are rol antirotațional şi de orientare în cursul adaptârii dispozitivului corono-radicular (fig. 12.73.b).

în final, cu un instmment diamantat în formâ de flacără se şlefuieşte un bizou larg, circular, la nivelul suprafețelor exteme ocluzale (fig. 12.73.c). Se asigură astfel spațiu pentm o coleretă metalică ce va încercui circumferința ocluzală a preparârii. Rolul coleretei este de a preveni fracturile dentinare în cursul cimentării şi mai târziu opunându-se acțiunii de ic a dispozitivului.

Dispozitivul corono-radicular se toamă din aliaje nobile şi crom-cobalt.

Amprentarea, pentru executarea dispozitivului se face prin tehnici indirecte şi tehnici directe: modelarea machetei din acrilat autopolimerizabil sau din ceară.

Amprentarea canalului radicular se poate obține cu:

a) RA, masâ termoplastică sau **cearâ** rezultând o amprentă-machetă (vezi tehnica semidirectă - cap. 7.2.5.6.) peste care se construieşte macheta **DC** tot în cavitatea bucală sau se ia o supraamprentă (vezi tehnici combinate - cap. 7.2.5.8.)

b) elastomer de sinteză utilizând ca suport o tijă metalică (vezi tehmca indirectă - cap 7.2.5.7.)

Urmeazâ adaptarea si cimentarea **DCR,** amprentarea pentru coroana de înveliş, adaptarea şi cimentarea coroanei de înveliş

Tehnici alternative de executare a dispozitivului corono-radicular

Dispozitiv corono-radicular pentru coroana integral ceramică.

Particularitatea preparârii constă în faptul că suprafața de secțiune coronarâ se prepară ca un prag circular în jurul dispozitivului coronar. Față de dinții vitali prezintă avantajul unui prag mai larg, care permite o grosime mai mare pentru ceramicâ (fig. 12.74.).

Prepararea canalului radicular la dinți cu rezecție apicală. Când râdăcina dintelui este mai scurtă decât m mod normal, situație întâlnitâ după rezecția apicală, se va păstra cât mai mult posibil din structurile coronare. în felul acesta dispozitivul radicular va fi format parțial din dentină, în rest din metal. Raportul dintre lungimea dispozitivului radicular şi înălțimea coroanei se va echilibra (fig. 12.75.).

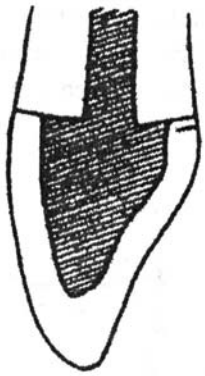


Fig. 12.74. Dispozitiv corono-radicular pentru o coroană integral ceramicâ

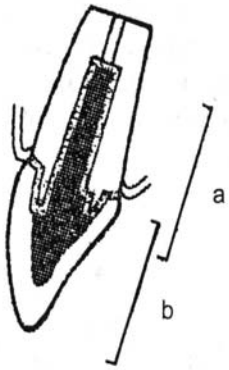


Fig. 12.75. Modificarea raporturilor dintre porțiunile intratisulare (a) şi extratisulare (b) ale dispozitivului corono-radicular

Extinderea procesului carios sub nivelul crestei gingivale. Peretele dentinar poate prezenta unele discontinuitâți datorită evoluției procesului carios (mai ales m zonele proximale) sau m urma unor fracturi (mai frecvent palatinal la incisivii superiori). în astfel de situații se practică gingivo-plastia pentru a evidenția marginea radiculară şi se modifică conturul dispozitivului corono-radicular. Coroana de înveliş se va sprijini pe un prag metalic. Se va acorda o deosebitâ atenție lustmirii metalului în contact cu marginea gingivală (fig. 12.76.). In situația clinică în care rădăcina restantă prezintâ margini situate subgingival pe o suprafață mai mare se va confecționa un dispozitiv corono-radicular cu coleretă metalică circularâ şi prag pentru adaptarea coroanei. Acest tip de construcție se aseamănă cu coroana de substituție.

Realinierea coronară a dinților în malpoziție. Dinți frontali care nu sunt aliniați m arcadă (palatinizați, vestibularizați) şi care, din cauza vârstei nu mai beneficiază de tratament ortodontic pot fi realiniați în porțiunea lor coronară cu ajutoml dispozitivelor corono-radiculare. Modificând angulația dintre dispozitivul radicular şi cel coronar (până la 30) coroana de înveliş va restabili estetica (fig. 12.77. şi fig. 12.78.).

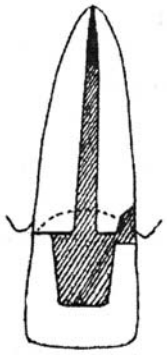
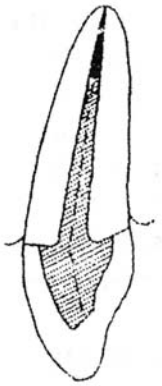


Fig. 12.76. Modificarea conturului dispozitivului corono-radicular în funcţie de evoluţia procesului carios



' Fig. 12.77. Schimbarea axei coronare cu ajutonil dispozitivului corono-radicLilar

Dispozitive corono-radiculare asociate supraprotezării în edentaţii subtotale se indică menţinerea rădăcinilor restante pentt-u a oferi un sprijin parodontal protezei totale (parţiale). Se îmbunătăţeşte astfel retenţia şi stabilitatea protezei şi se întârzie rezorbţia crestei. Retenţia capei metalice care acoperă bontul radicular se realizează cu ajutoml unui dispozitiv radicular care trebuie să aibă 3-4 mm lungime.

Dacă se prevăd mijloace adiţionale de retenţie, dispozitivul radicular trebuie să fie mai lung. Marginile capei metalice vor fi la nivelul crestei marginale, grosimea capei va fi de Imm, pentru a asigura rezistenţâ, iar porţiunea cea mai proeminentă la 2 mm de nivelul crestei marginale a gingiei. Aceste microproteze pot fi folosite solitar sau ca element de agregare a barelor Dolder.

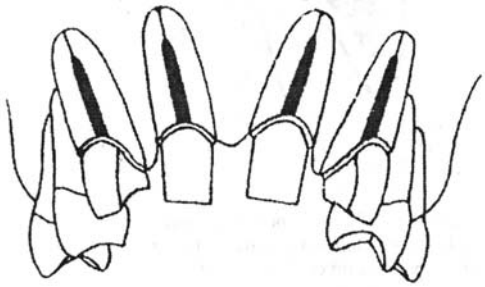


Fig. 12.78. Modificarea axei coronare poate fi realizatâ la multi dinti

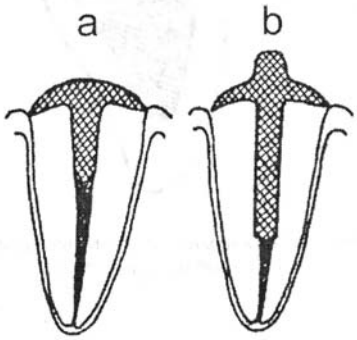


Fig. 12.79. Dispozitive corono-radiculare pentru supraprotezare. a- capa de protccţie a bontului cu retenţie intraradiciilară. b - conformarea porţiunii coronare necesită retenţie radiculai-a suplimentarâ

Restaurarea dinţilor laterali

Dispozitivul corono-radicular tumat este indicat şi la restaurarea dinţilor laterali. Tehnica nu diferă principial de cea folosită la dinţii frontali. Pentru realizarea retenţiei se vor avea m vedere calitatea şi cantitatea de ţesut dur coronar restant şi configuraţia rădăcinilor.

Dispozitivul corono-radicular are indicaţie majoră m situaţiile clinice când nici un cuspid nu este sustinut de dentină sănătoasă şi rădăcinile oferă condiţii morfologice pentru agregare, fiind metoda de elecţie m cazul rădăcinilor foarte conice şi a celor care au pe secţiune transversală o formă ovalâ.

în celelalte cazuri se indică, în funcţie de situaţia clinică, un dispozitiv coronar din amalgam, compozit sau ciment ionomer de sticlă şi retenţie cu crampoane sau dispozitiv radicular prefabricat şi dispozitiv coronar din amalgam, compozit sau ciment ionomer de sticlă.

Este important să se înţeleagă avantajele unui dispozitiv corono-radicular turnat pentm a putea înţelege limitările dispozitivului radicular prefabricat m diferite situaţii referitoare la dinţii pluriradiculari.

Dispozitivul radicular tumat este bine adaptat şi el necesită numai o reducere minimă a stmcturii radiculare. La nivelul dinţilor pluriradiculari rădăcina cea mai voluminoasă va fi folosită pentru agregarea dispozitivului radicular care va asigura retenţie şi doar la nevoie va fî folosită încâ o rădâcină pentru agregarea unui dispozitiv mai scurt, care va avea rol principal de stabilizare şi orientare a axului de inserţie (fig. 12.80.)..

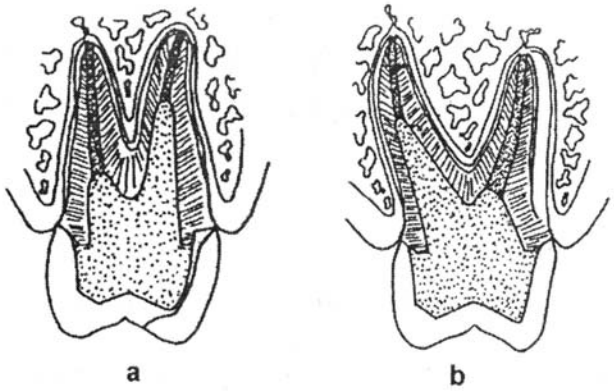


Fig. 12.80. Dispozitive corono-radiculare tumate confecţionate lanivelul unor dinţi laterali: a- premolar maxilar; b - molar maxilar

Datoriră formei ovale a unor râdăcini, dispozitivul radicular tumat va rezista forţelor de rotaţie. Această abilitate a unui singur dispozitiv radicular de a rezista fortelor de rotaţie diminuează necesitatea de a prepara mai multe canale pentru dispozitivele radiculare adiţionale, reducând astfel riscul perforărilor. Dispozitivele radiculare nu întăresc structura dentară restantă, ci ele furmzează, m special, retenţie şi stabilitate dispozitivului coronar. Dacă un singur dispozitiv radicular tumat poate fumiza retenţia şi stabilitatea adecvată, plasarea dispozitivelor radiculare adiţionale nu va mai servi niciunui scop

La molarii superiori, râdăcina palatinalâ oferâ maximum de retenţie, iar la molarii inferiori rădâcina distală.

In cazurile m care râdăcinile sunt scurte, subţiri, sau în cazul coroanelor clinice lungi, plasarea dispozitivelor radiculare adiţionale poate fî necesară pentru realizarea unei retenţii adecvate. Se prepară lăcaşuri dentinare de adâncime de 0,6-0,7 mm, paralele cu canalul radicular. In aceste canale se adaptează conuri din plastic şi se executâ macheta din acrilat autopolimerizabil după metoda descrisă anterior la monoradiculari.

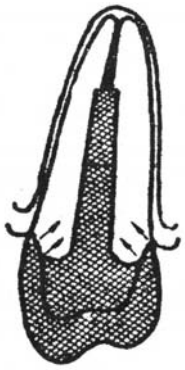


Fig. 12.81. Protecţia ţesuturilor coronare restante prin încercuire cu marginile coroanei de înveliş

Restaurarea finală

Indiferent de materialul dm care a fost reconstituit (amalgam, compozit sau metal tumat), dispozitivul coronar trebuie să ofere retenţie şi stabilitate coroanei de înveliş, la fel ca un bont dentar. Conformarea lui trebuie sâ corespundâ principiilor biomecanice de preparare a unui bont.

Coroana de înveliş trebuie să protejeze structurile dentare restante, să refacă funcţia ocluzală şi să contribuie la menţinerea stării de sănătate a parodonţiului marginal. De o deosebită importanţă pentru protejarea mfrastructurii dinte-dispozitiv corono-radicular este raportul dintre marginile coroanei şi zona terminală:

- marginile coroanei trebuie să se adapteze pe ţesuturi dentare, apical dejoncţiunea dintre dinte şi dispozitivul coronar;

- colereta metalică, cu rol de încercuire, trebuie să depăşească cu 2mm joncțiunea dinte-restaurare pentru a preveni fractura dintelui.

12.6. PREPARAREA DINȚILOR PENTRU RESTAURARI ESTETICE PRIN PLACARE CU FAȚETE

Primele restaurări estetice cu ajutorul fațetelor placate pe dinții naturali au fost realizate în anii 1930 de către medicul stomatolog Charles Pincus dm Califomia. El a fost confmntat cu problema aspectului dinților şi cavității bucale la actorii de cinema.

Pincus a înțeles foarte bine importanța unui „Hollywood smile" ca parte integrantă a imaginii şi personalității individului. Astfel, având în vedere necesitatea realizării unei restaurări estetice temporare pentru actorii care nu au dorit să li se şlefuiască dinții pentru coroane de inveliş, Pincus a creat o altemativă. Fațete subțiri din porțelan ars, care au fost menținute provizoriu pe dinți, cu pulberi adezive, cât timp actorii erau m fața camerei de filmare.

Aceste fațete reprezentau o variantâ viabilă pentru actorii la care surâsul trebuia schimbat pe timpul filmârii. Rezistența era redusă, iar tehnologia fixării permanente la stmcturile dentare lipsea.

Arta placării dinților a progresat m decursul a câtorva decenii până s-a ajuns la conceptele, materialele şi tehnicile actuale, care pot fi împărțite în două categorii:

1. fațete confecționate direct dm răşini compozite;

2. fațete confecționate indirect, prefabricate sau m laborator, din răşini acrilice, răşini . compozite sau din porțelan.

Fațete confecționate direct

Cercetările lui Buonocore cu privire la gravajul acid al smalțului (1955) împreună cu cele ale lui Bowen, care au dus la realizarea răşinilor compozite, au creat tehnologia legârii directe a răşmii compozite de dintele gravat acid. naBl'îo /

Abia în anii 1970 practica placării directe a **RDC** a început să câştige m popularitate.

Introducerea **RDC** fotopolimerizabile, la mijlocul anilor 1970, a oferit clinicianului mai multâ flexibilitate.

Râşinile compozite fotopolimerizabile au înlocuit pe cele autopolimerizabile, fiind preferate pentru restaurâri estetice din zona frontală.

Placarea directă cu **RDC** s-a dovedit a fi avantajoasă, dar instabilitatea cromatică, rezistența scăzută la uzurâ şi absența fluorescenței naturale au stimulat cercetările pentru a gâsi materiale mai bune.

Fațete confecționate indirect

Ideea restaurării dinților în scopuri estetice a fost din ce m ce mai acceptată de către stomatologi, pe măsură ce au apărut noi tehnici şi materiale pentru restaurări estetice.

Avantajul inerent al fațetelor confecționate m laborator este acuratețea morfologică conferită de modelajul m afara cavității bucale, scutind clinicianul de solicitări artistice cerute de metoda directă.

Fațetele confecționate în laborator din rășini acrilice şi rășini compozite, prezintă suprafețe netede, capacitate bună de mascare şi necesită finisare foarte redusă, dacă au fost executate corect. Totuşi, aspectul lor estetic, rezistența şi longevitatea sunt depășite de către fațetele din ceramică.

Fațete din ceramică

Ceramica glazurată este de mult folosită m stomatologie, fiind unul din cele mai estetice şi biocompatibile materiale. Este depășitâ doar de smalțul însuşi.

Abraziunea şi rezistența la colorare a maselor ceramice sunt excelente, fiind bine tolerate **4e** țesutul gingival.

Introducerea fațetelor din portelan ca restaurări estetice permanente a marcat progresul obținut m urma a mai mult de 30 de ani de cercetări m domeniul gravării acide, bonding-ului şi tehnicilor estetice de restaurare.

Pe la mijlocul anilor 1980 cercetarea s-a focalizat spre dezvoltarea fațetelor de porțelan şi tehnica folosirii lor. Esențial pentru fixarea fațetelor din porțelan este capacitatea acestuia de a fi gravat acid şi legat de rășina compozită. Legătura trebuie să prezinte rezistență mare la solicitări tensionale. ^iwmiicPtBl'

Cercetârile lui Simonsen şi Calamia (1984) au relevat că tratarea porțelanului gravat acid cu un agent silanic de cuplare a avut ca rezultat o legătură chimică care a îmbunătățit legătura mecanică dintre portelan şi rășina compozită.

12.6.1. PREPARAREA DINTELUI ÎN VEDEREA RECEPTĂRII UNEI FAȚETE

Forma preparației depinde în mare măsură de modifîcările culorii şi se reflectă, mai ales, în localizarea zonelor proximale şi de colet.

Zona statică de vizibilitate se referă la toată suprafața vestibulară a dintelui, incluzând zona gingivală şi ambrazura vestibulară. Această zonâ este vizibilă când lumina este corespunzâtoare şi perspectiva clinicianului este optimă. Zona statică de vizibilitate este evidentă când pacientul se gâseşte m scaun, iluminarea este corespunzătoare şi buzele sunt complet retractate. Ea se deosebeşte semnificativ de zona dinamică de vizibilitate din cursul funcției normale.

Zona dinamică de vizibilitate a ambrazurii vestibulare depinde m parte de perspectiva observatorului. Ea este influențată de umbrele structurilor învecinate. Buza, conturul dinților învecinați şi poziția lor, arhitectura gingivală precum şi controlul, culoarea şi poziția dintelui implicat sunt factori ce trebuie avuți m vedere.

Zona dinamică de vizibilitate a treimii gingivale depinde de poziția buzei m timpul zâmbetului maxim (linia surâsului).

Prepararea dinților se face diferențiat, m funcție de modificările cromatice.

12.6.1.1. MODIFICĂRI CROMATICE MINORE

Şlefuirea marginii incizale. Reducerea marginii incizale în mod ideal trebuie să asigure o grosime de 1 mm ceramicii. Ca urmare, atunci când dimensiunea verticală a restaurării finale

va fi cu 0,5 mm mai lungă decât a dintelui, şlefuirea reducțională a margimi incizale va fi doar de 0,5 mm.

Când dintele se doreşte a fi alungit cu 1 mm, se va rotunji doar marginea incizală şi se va crea o linie terminală.

Forma de cap-la-cap a liniei teminale asigură grosimea suficientâ ceramicii la margini, pentru a preveni fracturarea restaurării. Linia terminală va fi uşor înclinată spre gingival (la aproximativ 75 față de suprafața vestibulară). în acest fel creşte rezistența la deplasarea vestibularâ a restaurării m urma oboselii pe termen lung a răşinii compozite.

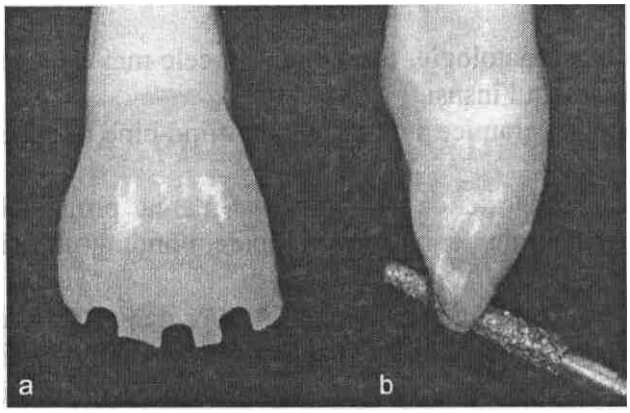


Fig. 12.82. Etape ale preparării dintelui pentru realizarea unei fațete din ceramicâ:a - aspect vestibular al şanțurilor de orientare incizale; b - aspect proximal al şanțurilor de orientare incizale

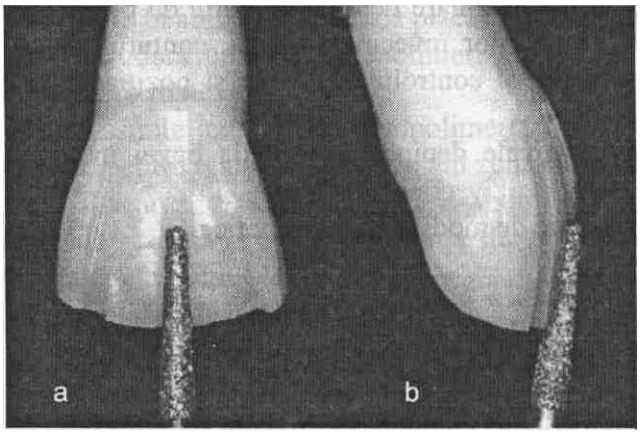
Se realizează şanțuri de orientare la nivelul marginii incizale cu ajutorul unui instrument diamantat cilindric (fig. 12.82. a şi b). Şanțurile de orientare sunt unite folosind instmmentul diamantat cilindric pentru a stabili poziția fmală a marginii.

După o preparare ideală, conturul incizal al dintelui, privind dinspre fața vestibulară, trebuie să fie identic cu contuml incizal al viitoarei restaurări, minus 1 mm ce s-a şlefuit. Se asigură astfel o grosime egalâ porțelanului. Muchiile incizale trebuie rotunjite pentm a reduce stress-ul intem al restaurării.

Şlefuirea reducțională vestibulară. 0 şlefuire de aproximativ 0,5-0,7 mm este suficientă pentru cei mai multi dinți maxilari şi 0,3 mm pentru dinți mai mici, cum ar fi incisivii mandibulari. Se impune să existe o grosime corespunzătoare a smalțului. Grosimea insuficientă a smalțului din treimea gingivală a dintelui poate să necesite o preparare mai conservativă a acestuia.

Uneori este necesară prepararea şi în dentină. în astfel de situații, prepararea în dentină va fi sub 50% din suprafața totalâ. Linia terminalâ, în întregime, trebuie să se situeze în smalț, pentru a nu apare probleme la fixare.

Se trasează la nivelul suprafeței vestibulare şanțuri de orientare cu ajutorul unui instmment diamantat cilindric (fig. 12.83.asib).



Şanțurile de orientare vestibulare sunt apoi unite pentru a realiza o reducere uniformă la nivelul suprafeței vestibulare.

Şlefuirea la nivelul suprafeței proximale

Linia terminală proximală se preferâ sâ fie sub formă de chanfrein, cu excepția situației de diastemă, când va avea formă de pană.

Zona de contact proximal. Când diferența de culoare este situată distal de preparare şi restaurare este

Fig. 12.83. Etape ale preparârii dintelui pentru realizarea unei fațete din porțelan:a-şanțuri de orientare realizate pe suprafața vestibularâ; b - aspect proximal al şanțurilor de orientare vestibulare

minimă, linia terminală proximală în chanfrein va fi plasată uşor vestibular (cca 0,2 mm) de zonele de contact ale dinților adiacenți pentru următoarele rațiuni:

- controlul adaptării marginale m faza de probă se face mai uşor;
- accesul pentru fmisare este mai uşor;
- accesul pentru igienizare este mai facil (marginile se găsesc în zone de autocurățire);
- evaluarea integrității marginale, m faza de control periodic, se face cu uşurință. Dezavantajul cel mai mare al acestui design este posibilitatea unei eventuale colorări a interfeței dinte-restaurare. Ținând cont de factorii care influențează zona dinamică de vizibilitate, acest risc poate fi neglijabil.

Zona de sub punctul de contact. Este o zonă care nu este vizibilă când dintele este privit dinspre fața vestibulară şi de aceea adesea este preparată insufîcient sau deloc. Din poziția oblicâ devine însă vizibilă şi impune prepararea acestei zone. Importanța zonei se amplifică când restaurarea finală se deosebeşte cromatic de stmctura dentară nepreparatâ.

Şlefuirea la nivelul liniei terminale gingivale. în toate cazurile se preferă terminația în chanfrein. Liniile terminale supragingivale oferă aceleaşi avantaje ca şi liniile terminale proximale care se termină vestibular față de zonele de contact. în plus, amprentarea este mai facilă când zona terminală este situată supragingival decât într-o poziție subgingivală. Alt avantaj al preparării supragingivale este probabilitatea ca m zona terminală marginea restaurării să se găsească m smalț.

Dezavantajul major al terminației supragingivale este vizualizarea marginii restaurării m caz de colorări ulterioare. Drept urmare, marginile supragingivale se limitează ca indicație la situațiile clinice când linia surâsului este coborâtă.

Când toată suprafața dentară vestibulară este vizibilă în cursul surâsului, marginea gingivală va fi plasatâ 0,1 mm m şanțul gingival. Când se scontează pe o retracție gingivală, marginile vor fi plasate Chiar mai în profunzime, cu condiția să nu se afecteze lătimea biologică a şantului gingival

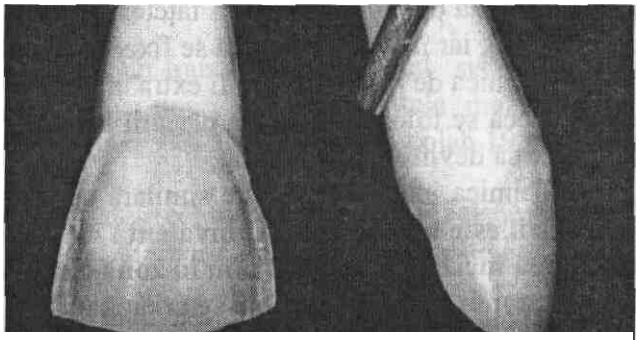


Fig. 12.84. Dintele preparat pentru aplicarea unei fațete din ceramică: a aspect vestibular al preparârii finalizate; b - aspect proximal al preparării tmalizate

12.6.1.2. MODIFICARI CROMATICE MAJORE

In linii mari, preparația este similară cu cea prezentată pentru modificările cromatice minore. Existâ însă şi unele deosebiri:

- extinderea preparării interproximale, m zona de contact, până la jumătate din profunzimea ambrazurii vestibulare;
- linia terminală gingivală se poate, extinde 1 mm m şanțul gingival, fără a prejudicia însă lățimea biologică;
- se admit şi terminații supragingivale, dacă linia surâsului permite;

- profunzimea şlefuirii suprafeței vestibulare poate fi crescută la 0,7 mm, dacâ grosimea smalțului permite. Se asigură astfel o grosime mai mare porțelanului sau se pot aplica lacuri de distanțare obținând astfel spații pentru un ciment opac.

Tehnicianul dentar confecționează fațetele pe baza unui model de lucm. Cel mai frecvent pe un model refractar. (Există o multitudine de alte posibilitâți). El urmâreştre să reproducă indicațiile medicului, mai ales în ce priveşte culoarea şi individualizarea restaurării.

Fațeta de placare se adaptează pe dinte. în cazul când corespunde se fixează la dinte prin colaj.

12.6.2. PLACAREA CU FAȚETE INDIRECTE DIN RĂŞINI COMPOZITE

Spre deosebire de fațetele directe, care depind de îndemânarea clinicianului, fațetele indirecte sunt confecționate de către un tehnician instmit. Adaptarea lor pe dinte se face cu uşurință.

Metoda de confecționare a fațetei fiind indirectă, m prima şedință se prepară dintele şi se amprentează, iar m a doua şedintă se fîxează *şi* finisează.

Tehnica de placare poate fi extraamelară sau intraamelară.

Dacă se foloseşte tehnica placării la suprafața smalțului, mai puțin invazivă, există riscul **ca** dintele să devină supraconturat.

Tehnica intraamelară este similară cu cea folosită la fațetele din portelan. **Profunzimea preparării este aproximativ echivalentă cu jumătate din grosimea smalțului: 0,5-0,6 mm în jumătatea incizală şi 0,2-0,3 mm în zona gingivală.**

La marginea preparării se crează un chanfrein moderat.

Interproximal prepararea depăşeşte fața vestibulară, dar se menține m zona vestibularâ a ariei de contact.

Marginea gingivală se menține la nivelul crestei gingiei libere. Se **evită extensia subgingivală a preparării.**

Incizal prepararea se limitează la fața vestibulară a marginii incizale şi niciodată nu se termină în vreo zonă supusă funcției ocluzale.

Amprentarea, realizarea modelului de lucru cu bont mobil, cimentarea şi finisarea se aseamănă cu cele de la fațete de porțelan. Unele particularități sunt legate de răşina compozită.

Rezistența la solicitări tensionale a legăturii smalț-răşină compozită este de 2.000-2.750 psi (140-192 kg/cm^2), m timp ce la fațeta indirectă din răşină compozită legătura rezistă doar la 1390-1480 psi (97-103kg/cm^2).

Datele de mai sus explică o serie de eşecuri. In acelaşi timp limitează folosirea fațetelor indirecte din răşini compozite la zonele care nu sunt supuse la forțe funcționale semnificative, care ar putea desprinde sau fractura restaurarea.

Fațetele de porțelan gravate acid şi silanizate rezistă la solicitări tensionale la valori apropiate de cele ale smalțului. Astfel, placarea cu fațete din porțelan gravat acid asigură o retenție superioară față de placarea cu fațete indirecte din răşini compozite.

Mecanismul de legătură a fațetei din răşmă compozită se consideră a fi o combinare de adeziune chimică şi retenție micromecanică.

Polimerizarea în laborator este semnificativ îmbunătățită față de cea din cabinet. Implicit, potențialul de a stabili legături putemice între fațetă şi cimentul diacrilic este diminuat. Legătura de interfață este mai mult micromecanică.

Potențialul de a stabili legături chimice se reduce în timp. Se indică cimentarea fațetei indirecte imediat după confecționarea ei.

Prețul de cost al fațetei din **RDC** este la jumătatea celui din porțelan. Economia apare doar pe termen lung, fațeta din râşinâ având o viață mai scurtă.

Placările cu fațete indirecte din **RDC** pot fi uşor reparate în cabinet cu răşini fotopolimerizabile. Ele pot fi înlocuite cu mult mai uşor decât cele din ceramică.

12.7. PARTICULARITAȚI DE PREPARARE A DINȚILOR CU AFECTARE PARODONTALĂ

Multiple studii clinice au demonstrat că printr-un tratament parodontal sistematic şi o dispensarizare corectă, poate fi împiedicată reapariția unei boli parodontale mai vechi şi pierderile suplimentare de ataşament (Knowle şi colab. 1997,1980; Lindhe şi colab.1984; Isidor siKarring 1986; Becker şi colab. 1988). .

Şi în cazurile unei parodontopatii foarte avansate, recidiva bolii poate fi cel puțin oprită printr-o dispensarizare şi o colaborare corespunzatoare din partea pacientului, aceste cazuri sunt însă puține şi greu de prognosticat. (72)

, , Tratarea pacienților cu un număr restrâns de dinți şi cu implantare parodontală precarâ, prin restaurări protetice fîxe poate fi încununată de succes dacă se are în vedere o selecție a cazurilor, un tratament preprotetic parodontal adecvat şi, mai ales, o dispensarizare corectă (30). Totuşi m cazul acestui tip de restaurări protetice trebuie avute m vedere mai multe aspecte, dintre care alegerea dinților stâlpi, importanța lor strategică, realizarea corectă a suprafețelor ocluzale, contumrile coronare, precum şi anumite aspecte de tehnologie a restaurării sunt cele mai importante. Eşecurile de ordin tehnic apar m aceeaşi măsură ca şi cele biologice. Decizia de a realiza o restaurare fixâ la un pacient cu boală parodontală se bazează pe rezultatele mai bune obținute comparativ cu tratamentul prin restaurări protetice mobilizabile.

Karlsen relata din 1972 despre 32 pacienți cu parodonțiu deficitar care au fost tratați prin restaurări protetice fixe. De-a lungul unei perioade de 8-12 ani, starea parodontală s-a înrăutățit la doar 9 dintre cei 116 dinți stâlpi.

Cea mai mare provocare la nivelul arcadelor cu msuficiență parodontală , este tratamentul dinților cu afectarea furcațiilor. Unii autori relatează după tratamentul convențional al furcațiilor un success de 88% pe o durată de 5-24 ani (80), în timp ce alții relatează eşecuri m proportie de 31% pe o perioadă de 22 ani (Hirschfeld şi Wasserman, 1978). Problema principală constă în faptul că este greu de prevăzut care dinți cu defect de furcație (molari, premolari pluriradiculari) pot fi păstrați pe o durată mai mare de timp după oprirea în evoluție a afecțiunii.

Pierderea unui molar poate avea consecinţe decisive pentru conceperea sau păstrarea unei restaurări protetice fixe .De aceea la ora actuală se consolidează tot mai mult rezultatele obţinute cu tehnicile **RTG** cu sau fară implant de adiţie (57). 0 serie de manifestări clinice ale bolii parodontale contraindică restaurările fixe, totuşi foarte multe cazuri beneficiază de o terapie cu restaurări protetice fixe, aceasta fiind posibilă chiar după finalizarea procedeelor terapeutice şi chirurgicale, pentru păstrarea rezultatelor şi contenţia dinţilor restanţi. In paralel ne stau la dispoziţie **hemisecţia, trisecţia, premolarizarea, amputaţia radiculară,** pentru a putea utiliza ca stâlpi pentru proteze fixe dinţi cu defecte de furcaţie de gradul II şi III;

Tratamentul dinţilor cu defect de furcaţie prin amputaţie radiculară a fost descris deja cu peste 100 ani m urmă de Farrar (1884). Studii recente au prezentat rezultate foarte bune pe termen lung ale acestui tip de intervenţie (Hamp. şi colab.1975; Nyman şi Lindhe,2000; Ehrlich şi colab.,1989; Camevale şi colab.,1991). Eşecurile care însoţesc amputaţiile şi/sau separaţiile radiculare sunt fracturile dinţilor stâlpi, parodontopatiile de durată, erorile endodontice, cariile şi cementolizele la restaurările protetice agregate definitiv (Backman,1982).

După o evaluare exactă a cazului, trebuie stabilit planul de tratament. Decizia privind gradul de cooperare al pacientului pentru aplicarea unei proteze fixe pe o arcadă cu .deficit parodontal, poate fi luată doar după o igienizare corespunzatoare şi o ortopantomogramă. Dacă gradul de cooperare şi interesul manifestat de bolnav nu corespunde concepţiei medicului este m interesul ambelor parţi să se găsească o soluţie mai simplă atât pentru pacient cât şi pentru medic.

După igienizare (fară scaling şi root-planing) şi după decizia de a realiza pe dinţii restanţi o restaurare protetica, fixă, tratamentul parcurge următoarele etape:

- Modelele de lucru se montează într-un articulator mediu. Tehnicianul modelează prin tehnica adiţiei de ceară viitoarea restaurare protetică pe articulator, la dimensiunile şi designul final. Cu ajutorul acesteia se realizează o **protezâ provizorie.** în funcţie de mobilitatea dinţilor stâlpi aceasta poate fi realizatâ dintr-una sau mai multe bucâţi, ţinând cont de topografia dinţilor (respectiv a rădăcinilor). **Nu este mereu contraindicată utilizarea dinţilor cu mobilitate crescută ca dinţi stâlpi pentru o restaurare fixă.** Aceşti dinţi trebuie totuşi imobilizaţi pentru a preveni fracturile radiculare şi a împiedica pierderea unor stâlpi m urma intervenţiflor de chirurgie parodontală precum, şi pentru sporirea confortului masticator al pacientului.
- După fazele tehnice se îndepârtează, dacă este cazul, restaurările existente şi toţi dinţii stâlpi sunt preparaţi provizoriu. La prima preparaţie provizorie trebuie obţinut un chanfrein uşor sau în cazul molarilor cu defect de furcaţie doar preparaţii tangenţiale, fiindcă limita de preparaţie datorată pierderii marcate de ţesut osos ajunge într-o zonă unde rădâcinile sunt deja atât de înguste încât m această fază de tratament s-ar pierde inutil o cantitate de ţesut dur dentar printr-o preparaţie cu prag sau m chanfrein (fig. 12.85.). Restaurarea provizorie se fixează cu un ciment temporar.

De-a lungul terapiei trebuie evitatâ suprasolicitarea dinţilor stâlpi care, oricum prezintă deja mobilitate.Tratamentul endodontic al molarilor cu defect de furcaţie nu presupune doar pulpectomia şi obturarea canalelor radiculare ci şi conservarea pe cât posibil a ţesuturilor dure dentare. Prin aceasta se tinde pe de o parte spre scăderea cantităţii materialului de reconstituire, obţinerea unei suprafeţe de retenţie crescută şi o bună adeziune pentru restaurare, iar pe de altă parte, către menţinerea stabilităţii proprii a dintelui.

După tratamentul endodontic, dintele se reconstituie cu o **RDC.** Reconstituirea trebuie sâ ajungă la 2-3 mm m canalul radicular (fîg. 12.86.). în acest scop canalele radiculare sunt lărgite la o adâncime de cca.3 mm şi minim 1,5 mm diametru m zona coronarâ. In ţesuturile dure

dentare restante se realizează retentivitâți .După curățirea cavității cu apă-aer se aplicâ un adeziv dentinar (Gluma ®, Bayer Dental, D- Leverkusen) şi apoi compozitul.

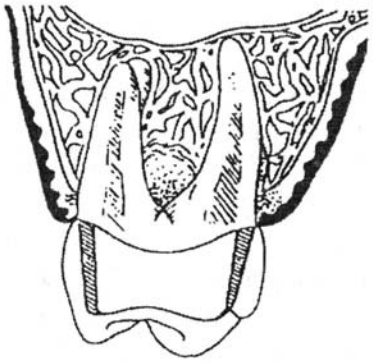


Fig. 12.85. Preparație extinsă la molari cu defect de furcație de gradul II - HI.Prin prepararea cu prag s-ar sacrifica țesut dur dentar care apoi ne este necesar

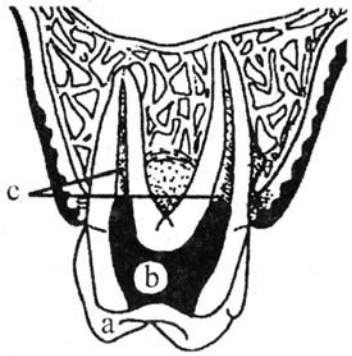


Fig. 12.86. Reconstituirea unui dinte RDC a- croanâ provizorie;b - bontul reconstituit din compozit;

c - obturația canalelor radiculare

Propunerea de a reconstitui dinții cu material de obturație, înaintea intevenției chirurgicale îi aparține lui Martin. (1989). Realizarea unui **DCR** după rezecție este dificilă din punct de vedere tehnologic, rădacina fiind cu rezistența diminuată suplimentar prin introducerea **DCR-ului** (Bmstlein-Rathle şi colab.1988).

După tratamentul preliminar endodontic şi conservator urmează terapia chirurgicală parodontală. Aceasta presupune îndepărtarea protezei provizorii. în regiunea frontală intervențiile de chirurgie parodontală trebuie abordate mai conservator (cu lambou Widman) respectiv şi prin măsuri terapeutice regenerative (RTG). După deschiderea lamboului se realizează scaling-ul suprafeței radiculare şi țesuturile inflamate cronic fiind îndepărtate.

In multe cazuri, la dinții cu furcația afectată se poate hotărî de-abia în acest moment care rădăcină trebuie extrasâ. Pentru aceasta, coroana clinică este separată cu o freză flacără diamantată, astfel încât să se sacrifice mai mult țesut dur dentar de partea rădăcinii care urmează a fi extrasă.

După separația rădăcinii începe prepararea intraoperatorie a dinților stâlpi. Pe baza rezultatelor unui studiu, întinderea preparatiei intraoperatorii se face până la nivelul ataşamentului conjunctiv (fig. 87.a şi b). Aplicarea acestui tip de preparație permite reducerea sau eliminarea zonelor concave ale dintelui, care favorizează depunerea de tartru şi îngreunează igiena cavității bucale (fig. 12.87.c)

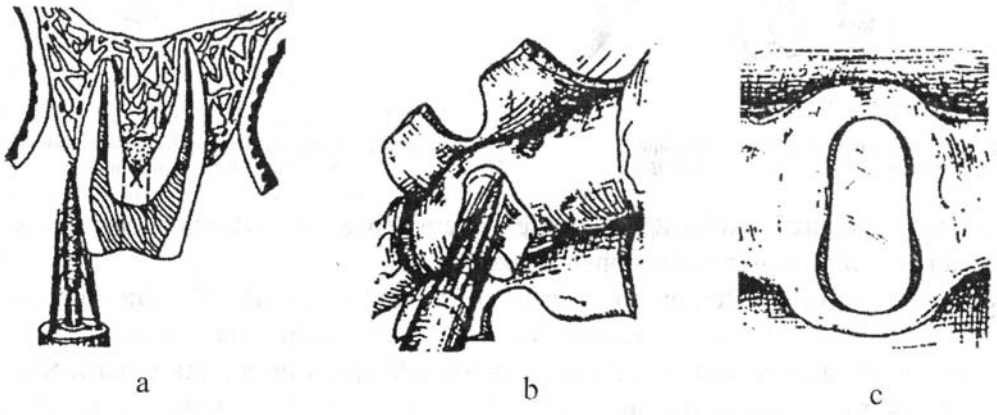


Fig. 12.87. Prepararea intraoperatorie a dinților stâlpi după separația rădăcinilor:
a şi b - prepararea intraoperatorie până la înălțimea ataşamentului conjunctiv; c - eliminarea zonelor concave.

Suplimentar este posibilâ mărirea distanței dintre rădâcinile învecinate cu un minimum de 1,5-2 mm, distanță care trebuie sâ existe după preparație între rădâcinile unui dinte stâlp.

După o primâ preparație grosieră a dinților se modelează osul cu freze dure de oțel şi diamantate globulare încercându-se redarea arhitecturii şi morfologiei naturale a acestuia (fig. 12.^8.).

într-un timp ulterior urmează finisarea dinților stâlpi cu o freză diamantată de granulație fmă în formă de flacără. înainte de sutura lambourilor gingivale se readaptează proteza provizorie. Rădâcinile gracile trebuie imobilizate cu o şinâ altfel existând riscul de a le pierde postoperator. Pentru readaptarea protezei provizorii, dinții stâlpi sunt izolați, în protezâ se depune acrilat autopolimerizabil apoi se inserâ pe bonturi, pacientul închizând gura în **IM** pentru verificarea ocluziei. Restaurarea ptoteticâ provizorie se îndepărtează încă în faza elastică a acrilatului şi se prelucrează în laborator după polimerizare. în acest interval de timp, se suturează lambourile gingivale. Proteza este fixatâ provizoriu cu un **ciment fără eugenol** şi se aplică un **pansament parodontal pentru aproximativ o saptâmână.** Ulterior se îndepărtează pansamentul şi se scot firele, urmând o curățire temeinică a dinților cu gume şi paste de lustmit. După **faza de vindecare de 3 luni** se ia o amprentâ (preferențial cu hidrocoloizi) pentm realizarea unei **proteze fîxe metalo-compozite provizorii de lungă durată.** La amprentare se evidențiază cu fir şanțul gingival al dinților preparați intraoperator. Marginea coroanelor ajunge până la limita apicalâ a bonturilor amprentate.

Realizarea **RPP** de lungă duratâ decurge ca şi realizarea restaurărilor provizorii cu schelet metalic. Modelele sunt montate în **RC** cu ajutorul înregistrârilor cu arcul facial într-un articulator mediu. Apoi se realizează restaurarea provizorie de lungă duratâ. Scheletul trebuie sâ cuprindă râdăcimle rezecate cu 360 grade şi sâ ajungâ până la nivelul gingiei (fig. 12.89.). în două-trei locuri se poate realiza prin frezarea scheletului m treimea apicalâ un şanț de 3-4 mm, care este închis cu acrilat pentru a uşura îndepărtarea lucrării provizorii cu o pensâ arterială.

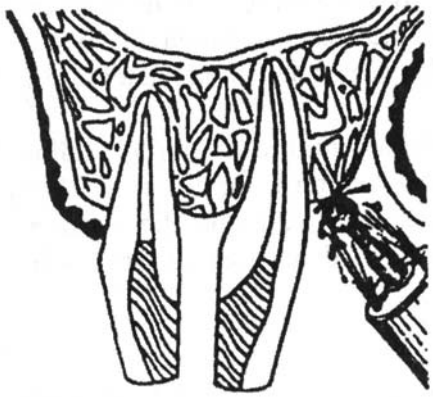


Fig. 12.88. Redarea arhitecturii osoase după separația rădâcinilor şi prepararea dinților stâlpi

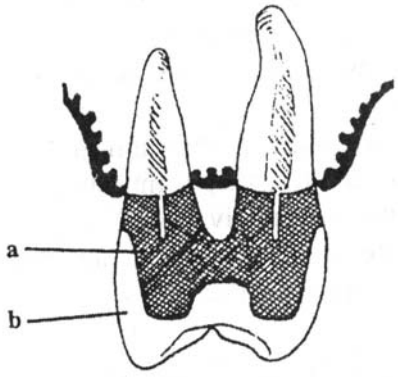


Fig. 12.89. Realizarea piesei protetice provizorii de durata a- schelet; b - placaj compozit

Marginea metalicâ care apare astfel, garantează o inserare optimă şi previne descimentarea restaurârii cu formarea consecutivă de carii.

Realizarea spațiilor interdentare meritâ o atenție deosebită atât din punct de vedere igienic cât şi din punct de vedere estetic. Pentru că alți stâlpi prezină o pierdere mare de ataşament, iau naştere atât pe verticalâ cât şi pe orizontalâ spații interdentare mari. Sunt necesare artificii (colorarea materialului de placare m zona interdentarâ) nu numai pentru a înlocui printr-o proteză fixă țesutul dur dentar ci şi pentm a diminua optic spațiile interdentare.

Din motive igienice, spațiile interdentare trebuie realizate astfel încât să permită accesul unei periuțe interdentare cu diametrul de 2-3 mm. Restaurarea protetică are şi rolul de a face posibilă curățirea dinților la nivelul zonei de trecere dinte-gingie prin dirijarea substanțelor igienizante.

în ziua cimentării **RPP** se actualizează instrucțiunile referitoare la igiena cavității bucale. Pacienții trebuie să învețe cum sâ-şi igienizeze spațiile interdentare lipsite de placă folosindu-se de periuțe adecvate (fig. 12.90.).

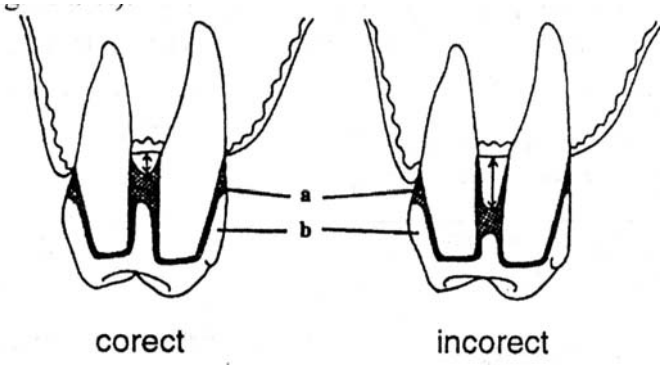


Fig. 12.90. în cazul unui spațiu prea larg periuța interdentară ar curâța doar restaurarea protetica nu şi trecerea dinte-gingie: a-schelet; b-placaj

In timpul celor 9-12 luni de provizorat ataşamentul epitelial şi cel conjunctiv se poate regenera. In acelaşi timp se testează viabilitatea rădăcinilor ca stâlpi. Pentru proteza de durată metalo-ceramică stâlpii trebuie finisați cu o freză diamantată cu granulație fină. Apoi se ia amprenta. De cele mai multe ori râdâcinile s-au consolidat, astfel încât se poate utiliza un polieter ca material de amprentâ. **în şanțul gingival al rădâcinii rezecate nu trebuie introduse fîre pentrii evidențierea acestuia pentru a nu risca lezarea parodonțiului.** După amprentare, urmează determinarea relațiilor intermaxilare, pecum şi readaptarea şi cimentarea pieselor protetice provizorii de durată. Carnevale (1991) consideră că este necesarâ micşorarea suprafeței ocluzale a protezei fixe metalo-ceramice pentru a minimiza solicitârile funcționale. Se recomandâ sâ se testeze cu ajutorul **RPP** de lungă duratâ tipul de ghidaj antero-lateral. Conceptul ocluzal trebuie elaborat individual pentru aceste cazuri.

Proteza fixâ metalo-ceramicâ se aseamână din punct de vedere al realizârii cu piesa provizorie de lungă durată. In jurul râdăcinilor rezecate se ia în calcul prezența unei margini metalice care nu alterează estetica fiind situată m zona lateralâ. Pentru succesul pe termen lung, este necesară respectarea unor reguli stricte de igienâ, precum şi dispensarizarea pacientului.

Rezultate pe termen lung

într-o perioadâ de 5 ani, Hamp a gâsit, examinând 87 dinți la care s-au efectuat separații de râdăcini, doar două suprafețe dentare cu leziuni carioase (5,7%).

Nyman şi Lindhe au demonstrat câ prognosticul dinților cu afectarea furcațiilor la care s-a realizat o hemisecție, trisecție, sau amputație radiculară, a fost la fel de bun ca al molarilor contralaterali indemni, utilizați ca dinți stâlpi cu condiția ca pacienții să fie dispensarizați

Ehrlich şi colab.(1989) au tratat 67 pacienți cu rezecții (51 de dinți) sau separații radiculare (16 dinți), 58 dintre cei 67 pacienți s-au prezentat regulat la controale periodice pe o durată între 10-18 ani. în acest timp au necesitat a fi extraşi 6 dinți (9%) datorită cariilor şi 4 dinți (6%) datorită unor probleme parodontale.

Intr-un studiu clinic vizând dinții rezecați utilizați apoi ca stâlpi pentru restaurări protetice fixe, Camevale a obținut o ratâ de succes de 94,3%. Aşadar, utilizarea acestor stâlpi este posibilă, dar cu eforturi însemnate atât de partea medicului cât şi a pacientului.

Tratamentul sinoptic al dinţilor cu defect de furcaţie de gradul II şi III - după cum a fost propus de Camevale şi rezolvarea cazurilor clinice prin realizarea unor restaurări protetice fixe prezintă un prognostic mult mai bun decât soluţionarea cazurilor clinice prin proteze mobilizabile. Fiecare pas al tratamentului preprotetic trebuie gândit şi realizat cu multă atenţie, dar terapia este de durată lungă.

ETAPE CLINICO - TEHNICE ÎN REALIZAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE PE DINTI CU DEFICIT PARODONTAL

Clinică	Laborator
1. Anamneza, amprenta de situaţie, înregistrarea '— relaţiilor intermaxilare , înregisrarea cu arcul facial, radiografii	
2. Diagnostic, elaborarea planului de tratament	
3. Igienizarea dinţilor, alegerea culorii	
	4.Realizarea prin adiţie de ceară a machetei protezei, realizarea protezei provizorii acrilice
5. Fazâ preproteteicâ - proteticâ: îndepârtarea resta-urărilor protetice vechi, prepararea provizorie, adaptarea protezei provizorii	
	6. Prelucrarea marginilor protezei
7. Cimentare protezei povizorii	
8 . Tratament preliminar endodontic şi conservator (reconstituire cu compozit), terapia parodontală (separaţii radiculare, extracţia rădâcinilor irecuperabile, prepararea intraoperatorie a dinţilor stâlpi), modelarea osului fmisarea dinţilor stâlpi, adaptarea protezei provizorii	
	9. Prelucrarea protezei provizorii • :
10. Sutura lamboului gingival, recimentarea lucrării provizorii	
11. La o săptămână: scoaterea firelor de sutură	
12. După 2-3 luni - amprenta dinţilor stâlpi (hidro-coloid), înregistrarea cu arcul facial, determinarea relaţiilor intermaxilare	
	13. Montarea modelului în articulator, realizarea unui model de lucru şi realizarea după o fotografie a aspectului facial prezentat de pacient anterior
14. Cimentarea protezei provizorii de lungâ durată, rediscutarea importanţei igienizării corecte	
15. La 9-12 luni-reevaluare	
16.Amprenta din alginat	
	17. Confecţionarea lingurii individuale de amprentă
18. Prepararea fînală a dinţilor stâlpi, amprenta definitivă, readaptarea şi cimentarea restaurării protetice provizorii de durată	
	19. Montarea modelelor m articulator
20. Proba scheletului	
21. Placarea scheletului	
22. Testarea igienei interdentare	
	23. Arderea ceramicii, lustruirea metalului
24. Verificarea restaurării finite m cavitatea bucală	
25. Consultaţia de dispensarizare	
26. Fixarea intervalului dintre consultatii	

12.8. Bibliografie

1.Âssif D., Avraham B., Pilo ***R.,*** *Oren E.* - Effect ofpost design on resistance to fracture of endodontically treatedteeth with complete crowns, J. *Prosthet dent, 1993, 69, p.36-40*

2. Augier R., Demichel ***Z.,*** *Bois D.* - Techniques d'obturation par mcrustation metallique coulee. Encyclopedie Medico-Chirurgicale, *Paris, Stomatologie II, 23135 M[10], 2-1984, p.1-6.*

3.Barkmeier W.W., Kelsey W.P., Blankenau R.J., Peterson D.S. - Enamel cavosueface bevels finished with ultraspeed instruments, *J.Proshet.Dent., 1983, 49, p.481-486.*

4. Belcher M.A., Stewart G.P. - Two-years clinical evaluation ofan amalgaw adhesive. *J* ^m *Dent Assoc, 1997,128,p.309-314.*

5. ***Bex*** *R.T., Parker M.W, Judkins J.T., Pelleu G.B.* - Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to verticalrootfracture. *J. Prosthet Dent, 1992, 67, p.768-772.*

6. Blanchard J.P., Lauverjat Y. - Limites prothetiques et environnement gingival, Les Cahiers de Prothese, *1996,94, p.45-50.*

7. Blaser P.K., Lund M.R., Cochran M.A. and Potter P.H. - Effects of designs of Class II preparaţions on resistance ofteeth tofracture. *Oper.Dent., 1983,8,p.6-11.*

8. Boursier J. - Incrustations metalliques coulees. Principes generaux de la preparation des cavites, *Encyclopedie Medico-Chirurgicale, Paris, Stomatologie, 23135 M[3], 1967, 1, p.23-28.*

9. Brackett S.E. - Fundamentals of Fixed Prosthodontics third edltlon, *Quintessence Publishing Co, Inc, 1997,139,p.225-231.*

10.Bratu Dorin, Fabricky Mihai,- Sisteme integral ceramice, *Editura Helicon Timişoara, 1998, p.63-69, p.73-77*

11.Bratu Dorin, Leretter Marius, Romînu Mihai, Meda Negruţiu, Mihai Fabricky - Coroana mixtâ, *Editura Signata Timişoara, 1998, p.31-32; 36-45.*

12.Broker C., Kaldahl W. — Current theories ofcrown contour, margin placement and pontic design. J. *Prosthet.Dent, 1981,45, p.268-275.*

13Brown, W.S., Christensen D.O. and Lloyd B.A. - Numerical and experimental evaluation of energy inputs,temperature gradients and thermal stresses during restorative procedures, *J. Am.Dent.Assoc, 1978, 96, p.451-463.*

14.Burke F.J.T., Qualtrough A.J.E., Hale R.W. - Dentin bonded all-ceramic crowns: current status. *JADA, 1998,129,p.455-460.*

15. BurnsD.A., Krause W.R., Douglas H.B., Burns D.R. - Stress distfibution surrounding endodontic posts. *J.Prosthet Dent, 1990, 64, p.412-418.*

16. Camevale G., Di Febo G., Trebbli. L.-A patient presentation: plannmg a difïcult case. *Int. Journal of Periodontics and Restorative Dentistry 1981,6. 51-63.*

17.Chalifoux P.R., Darvish M. - Porcelain veneers: Concept, preparation, temporization, laboratory and *Pract Periodont Aesthet Dent, 1993, 5, p. 11-17.*

18.Chapman K.W., Worley J.L., von Fraunhofer J.A. - Retention of prefabricated ppşts by cements andresins. *J.Prosthet Dent, 1985, 54, p.649-652.*

19.Christensen G.J. - Compomers vs. resm-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc, 1997, 128, p.479-480.*

20.Cohen B.L, Pagnillo M.K., Condos S., Deutsch A.A. - Four different core materials measured for fracture strength m combination withfïve different design ofendodontic posts. J. Prosthet Dent, 1996, 76, p.487

21.Colman H.L. - Restoration of endodontically treated teeth. *Dent. Clin. North. Am., 1979, 23, p.647-661.*

22.Davis D.R. - Comparison offît oftwo types of all-ceramic cro-wns. 3 *Prosthet Dent, 1988, 59, p.12-16.*

23.De Rouffignac M., De Cooman J. - Morphologie des limites cervicales en prothese conjointe. *Actualit6s Odonto-Stomat, 1986, 156, p.657-679.*

24.Donald D.L., Jeansonne B.G., Gardiner D.M., SarkarN.K. -Influence ofdentinal adhesive and a prefabricatedpost andfracture resistance ofsilver amalgam cores. *J. Prosthet Dent, 1997, 77, p. 17-22.*

25.Dupont R.M.P., Harter J.C., Desprez-Curely G. - Inlays de ceramique. Generalites, *Encyclopedie Medico-Chirurgicale, Paris, Stomatologie, 23135 K[10], 11-1964,1, p.8-10.*

26. Dupont R.M.P., Harter J.C., Desprez-Curely G. - Obturation des cavites de classe 1 par inlays de ceramique,*Encyclopedie Medico-Chirurgicale, Paris, Stomatologie, 23136 K[10], 11-1964, 1, p. 14-20.*

27. Eames W.B., Reder B.S., Smith G.A. ~ Cytting efficiency ofdiamond stones: Effect oftechnique variables. *Oper. Dent, 1977, 2, p.156-161.*
28. Faucher R.R., Nicholls J.I. - Distortion related to margin design 'm porcelain-fused-to-metal restorations. *J. Prosthet. Dent, 1973, 29, p.276-282.*
29. Fogel H.M. - Microleakage ofposts used to restore endodontically treated teeth. *J. Endod, 1995, 21, p.376-379.*
30. Freedman G., Novak I.M., Serota K.S., Glassman G.D. - Intraradicular rehabilitation'.A climcal approach. *r '"ipi PactPeriodontAesthetDent, 1994,6,p.33-39.*
31. Puchs Peter - Kronen und Briickenprothetik heute, *Quintessenz Verlags-Gmbh Berlin, Chicago, London, Rio de Janeiro und Tokio, 1985, 49, p.64-70.*
32. Gafar M. şi colab. - Metode şi tehnici curente în odontologie. *Ed. Medicală, Bucureşti, 1980.*
33. Garber D.A. - Porcelain laminate veneers: Tenyears later. Part. */.,* Toothpreparations. *J Esthet Dent, 1993, 5, p.56-62.*
34. Garber D.A., Goldstein R.E. -Inlays et onlays en ceramique et composite, *Ed.CDP, 1995, 117, p. 131-140.*
35. Garber D.A., Goldstein R.E., Feinman R.A. - Porcelain Laininate Veneer, *Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1988.*
36. Gardner F.M. - Alterations in tooth preparations for surveyed crbwns. *Gen. Dent., 1984, 32, p.498-504.*
37. Goerig A.C., Mueninghoff L.A. - Management of the endodontically treated tooth Part.ll: Concepls of restorative design. *J.Prosthet. Dent., 1983,49, p.340-345*
38. Goldstein R.E. - Atlas der Modernen Zahnprothetik Asthetik m der Zahnheilkunde. *Medica Verlag, Stuttgart, 1981.*
39. Goldstein R.E., Gaber D.A., Feinman R.A. - Porcelain laminate veneers, *Chicago, Quintessence Publishung, Co.lnc., 1988.*
40. Gross M.D. - Occlusion in restorative dentistry. *Churchill Livingstone, Edimburg, 1982.*
41. Grossman G.D. - Cast glass ceramics. *Dent.Clin. North Am.,1985,29,p.725-729*
42. Gutmann J.L. - The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J. Prosthet Dent, 1992, 67, p.458-468.*
43. Halpern G.B. - Restorations of endodontically treated teeth: a conservative approach. *Dent.Clin. North Am., 1985,29,p.293-310.*
44. Hancock E., Mayo C., Schwab R. - Influence ofinterdental contacts onperiodontal statns, *J. Periodontal, 1980, 51,p.445-451.*
45. Heymann H.O. - Resm-retained bridges: The porcelain-fused-to-metal "wmged" *pontic. Gen.Dent., 1984, 32, p.203-210.*
46. Hobo S., Iwata T. - Castable apatîte ceramics as a new biocompatibîe restorative material. IL Fabrication of the restoration. *Quint.Int, 1985, 16, p.207-212.*
47. Jacobi R., Shillingburg H.T. - Pins, do-wels, and other retentive devices m posterior teeth, *Dent. Clin, North Am, 1993, 37, p.367-,390.*
48. Jordan R.E., Suzuki M. - Posterior composite restoratiom: where and ho\v they ^vork best, *JADA, 1991, 122, p.31-37.*
49. Kamada K., Yoshida K., Atsuta M. - Effect of ceramic surface treatments on the bond offour resin lnting agents to a ceramic material, *J Prosthet Dent, 1998, 79, p.508-513.*
50. Kayser A.F., Battistuzzi P.G., Snoek P.A., SpanaufA.J. - The rationale for the indication and design ofthe MOD inlay. *Aust.Dent. J. 1982, 27, p.22-31.*
51. Kishimoto M., Shilingburg H.T., Duncanson M.G. - Influence of preparation featnres on retention and resistance. L MOD onlays *J.Prosthet Dent., 1983,49, p.35-38.*
52. Kishimoto M., Shilingburg H.T., Duncanson M.G. - înfluence of preparation featnres on retention and resistance. II. Three-qnarter cro^ns. *J.Prosthet.Dent., 1983, 49, p. 188-194.*
53. K6rber K. - Zahnărztliche Prothetik, *Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1995, p.234-310.*
54. Kovarik R.E., Breeding L.C., Caughman W.F. - Fatigue life ofthree core materials under simnlated chewing conditions. *J. Prosthet Dent, 1992, 68, p.584-590.*
55. Launois C. — Le joint ceramique-dent en prothese ceramo-metallique. Etnde comparaţiye de trois procedes d'elaboration. *Cah.Prothese, 1989, 66, p.19-35.*
*56. Le Huche Ren^* — Fiilungen, Inlays-Onlays und Kronen als Fzmktion der Form des Zahnes, *Buch- und Zeitschriften.-Verlag "Die Quintessenz" Berlin, 1971, p.21-29.*
57. Lindhe J. -Clmical Periodontology andlmplant Dentistry.Mmksgr^d *2000, Copenhagen.*
58. Livaditis G.J. - Etched metal resin-bonded restorations: Principles m retainer design. *Int. J. Periodont. Rest. Dent, 1983,3,p.35-40.*

59.Livaditis G.J. - Resin-bonded cast restorations: Climcal stndy. *Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1981, 1,.*
60. Mahler D.B., Engle J.H., Simms L.E., Terkla 99L.G. - One-year clinical evahiation of bonded amalgamrestorations. *J. Am Dent Assoc, 1996, 127, p.345-349.*
61 Marxkors R. - Lehrbuch der Zahnârztlichen Prothetic, *Carl Hanser Verlag MLinchen Wien, 1993,*
62 McAdam D.B. - Preparation ofa 135-degree shoulderfor a ceramometal margin nsmg an end ciitting bîir. *J.Prosthet Dent. 1985, 54, p.473-475.*
63McLean J.W. - Dentinal bonding ahents versus glass'ionomer cements, *Quintessence Int, 1996, 27,*
64 McLean J.W.,Wilson A.D. — Biittjolnt vs bevelled gold margins 'm metal ceramics crowns. *J. Biomed. MatenalsRes., 1980,4,p.239-241.*
65 Mendoza D., Eakle W.S., Kahl E.A., Ho R. - Root reinforcement with a, resm-bonded prefonn^d post *Prosthet Dent, 1997, 78, p.10-14.*
66 Mendoza D.B., Eakle W.S., Kahl E.A. - Root reinforcement •with a resin-bonded preformed post. *J. ProsthetDent, 1997, 98, p. 10-14.*
67Mondelli J., Steagall L., Ishikiriama A., Navarro M.F., Soares F.B. - Fractnre strength of hnman teeth with cavity preparations. *J.Prosthet.Dent, 1980, 43, p.419-422*
.68 Morgano S.M. -- Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and futurecontexts. *J Prosthet Dent, 1996, 75, p.375-380.*
69 Nuckles D.B. - Inlay vs. amalgam restorations. *S.C. Dent, 1980, 38, p.23-25.*
70 Nuckles D.B., Hembree J.H., Beard J.R. - The use ofcast alloy restorations by Sonth Carolina dentists. *S.C.Dent.J., 1980, 38, p.31-35.*
71 Nussbaum R. şi colab. - Afecţiunile coronare ale dinţilor şi tratamentul protetic. Microproteze. *Lito IMT,1986,pag.60-153*
72Nyman S., Lindhe J., - A longitudinal study of combined periodontal and prbSthetic treatment ofpatlentswth advanced periodontol disease, *J Periodontol, 1979, 50, p. 163-169.*
73 Nyman S., Lindhe J., Lundgren D. - The role od occlusion for fhe stabilitty offixed bridges with reduced periodontal tissue snpport, *J Clin Periodontol, 1975, 2, p.53-66.*
74 O'Brien W.J. - Magnesia ceramicsjacket cro^ns. *Dent. Clin. North Am., 1985, 29, p.719-722.*
75 Perel M.L. -- Cro^n and bridge andpartial coverage castings. *R.I. Dent. J, 1981, 14, p. 19-22.*
76Pierrisnard L., Augereau D., Degrange M., Barquins M. - Comportement mâcanique des structnres dentaires et osseuses. Analyse par la methode des elements fînis. 11. Analyse de la repartiiions des contramtes en fonction du type de reconstitution corono-radicnlaire (inlay-core ou composite-^-tenon). *Cah. Prosth.,1994,88,p.7-13.*
77 Potts R.G., Shilingburg H.T., Duncanson M.G. - Retention and resistance of preparations for cast restorations.*J.Prosthet.Dent. 1980, 43, p.303-305.*
78Prelipceanu F., Doroga 0. -Proteîică dentară, *Editura Didacticâ şi Pedagogică, Bucureşti, 1985, p.81-*
79Prince J., Donovan T. -• The esthetic metalceramic margin: A comparison oftechniqnes. *J. Prosthet. Dent, 1983,50,p.l85-187.*
80 Ross I. F. ,Thompson R.H -Function involvment in maxillary and mandibtilar molars. *Journal of Periodontology, 1980, 51,450-454*
81Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J. - Contemporary Fixed Prosthodontics, *Mosby Inc, 2001,*
82Rousse J.S. - Full veneer versus traditional veneer preparation: A discntion of interproximal extension. *J Prosth Dent, 1997, 78, p.545-549.*
83Ruel J., Schnessler P., Malament K. - Effect of retraction procedures on the periodontium in humans. *J.Prosthet. Dent., 1980, 44, p.508-510*
84-Sachs I.R. - Restorative dentistry and the penodontium, *Dent.Clin., North Am., 1985, 29, p.261-263.*
85Sarfati E. - Reconstitutions corono-radiculaires: les criteres actuels de choix. *Revue D'Odonto-Stomatologie,^1998,27,p.245-253.*
86Sarfati E., Harter J.C., Radiguet J. -- Evolution des conceptions des reconstitutions des dents depulpees. Le tenon radiculaire: de son existance â sa disparition. *Cah. Proth., 1995, 90, p.71 -78,*
87Schărer P. Sato T., Wohlwend A. - A comparison ofthe marginal fit ofthree cast ceramic cro\vn systenm. *J Prosthet Dent, 1988, 59, p.534-542.*
88 Schwartz J.C. - Vertical shoulder preparation design for porcelain laminate veneer restorations, *Pract Periodont Aesthet Dent, 2000, 517, p.524-528.*
89Sheets G.C.,Taniguchi T. - Advantages and limitations m the use ofporcelain veneerrestQration. *J. ProsthetDent. vol.64, 1990, 52, p.406-409.*

90. Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D., Jacobi R., Brackett S.E. - *Fundamentâls ofFixed Prosthodontics* third edition, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sao Paolo, Moscow, Prague, Warsaw, 1997, p.139-225

91. Shillingburg H.T., Jacobi R.,Brackett S.E. - *Preparation modifications for damaged vital posterior teeth.* Dent.Clin.NorthAm., 1985, p.29-305.

92. Shillingburg H.T., Jacobi R.,Dilts W.E. - *Preparing severely damaged teetk* J. Calif. Dent. Assoc, 1983, 11, p

93. ShiHmgburg H.T.,Kessler J.C. - *After the root canal-Principles of restoring endodontically treated teeth.* J. Okla. State Dent. Assoc., 1984, 74, p. 19-21.

94. Simon J.J. - Les limites cervicales et les formes de contour en fonction de la technologie et des materiaux utilises, Revue D'Odonto-Stomatologie, 1989, 18, p.397-405.

95. Smith C.D. - *Dental cements: current status andfutureprospects.* Dent. Clin. North Am., 1983, 27, p.763-765.

96. Smith C.T., Schuman N.J., Wasson W. - Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist, Quintessence International, 1998, 29, p.305-312.

97. Sorensen J.A., Martinoff J.T. - *Intracoronal reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth.* J. Prosthet. Dent., 1984, 51, p.780-784.

98. Sozio R.B. and Riley E.J. - *The shrink-free ceramic crown.* J. Prosthet Dent, 1983, 49, p.182-185.

99. Standlee J.P., Caputo A.A. - *Endodontic do^vel retention \vith resinous cements.* J. Prosthet Dent, 1992, 68, p.913,-917.

lOO.Standlee J.P., Caputo A.A., Collard E.W., Pollack M.H. - *Analysis ofstress distribution by endodontic posts.*Oral Surg, 1972, 33, p.952-960.

lOl.Standlee J.P., Caputo A.A., Hanson E.c. — *Retention of endodontic do^vels: Effect of cement, dowel length, diameter, and design.* J Prosthet Dent, 1978, 39, p.401-405.

102.Strating H., Pameijer C.H.,Gildenhuys R.R. - *Evaluation ofthe marginal integrity o ceramo-metal restorations.* Part. 1 J. Prosthet Dent., 1981, 46, p.59-62.

103.Talbert K.C., Conney J.P. - *The endodontically treated tooth,* Dent. Clîh. North Am, 1984, 28, p.923-951.

104.Thompson H. - *Occlusion in clinical practice.* John Wright and Sons Ltd. Bristol, 1981.

105.Thompson V.P., Barrack G., Simonsen R. - *Posterior design principles in etched cast restorations.* Quint. Int., 1983,3,p.311-315.

106.Thompson V.P., Del Castillo E., Livaditis G.J. - *Resin-bonded retainers. L Resin bond to electrolytically etched non-precious alloys.* J. Prosthed. Dent, 1983, 50, p. 771-775.

107.Thorsteinsson T.S., Yaman P., Craig R. -*Stress analyses offour prefabricated posts,* J Prosthet Dent, 1992, 67, p

108.Tjan A.H., Grant B.E., Dunn J.R. - *Microleakage 6f coynposite resin corres treate.dwth vdrious dentm bonding systems.].Prosi\\etDeni,* 1991,66, p.24-29

109.Tjan A.H.L., Sarkissian R.,Miller G.D. - *Effect ofmultiple axial grooves on the margmal adaptation offull cast gold cro^vns.î.* Prosthet. Dent.,1981,46,p.399-401.

110.Tjan A.H.L., Whang S.B. — *Resistance to root fracture ofdowel channels ^vith various thicknesses of buccal dentin ^alls,* J. Prosthet Dent, 1985, 53, p.496-500.

111.Tonati B., Dahan-Cohen R. — *Comparaison clinique des metodes de degagement gingival en prothese scellee.* Act.OdontStomat, 1983, 17, p.141-143.

112.Trabert C.K., Cooney P.J. - *The endodontically treated teeth. Restorative concepts and technique.* Dent.Clin. - • NorthAm.,1984,28,p.923-928.

113.Tylman S.D., Malone W.F.P. - *Tylman's Theory and Practice of Fixed Prosthodontics,* The C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1978, p. 128-183.

114.Vahidi F., Egloff E.T., Panno F.V. - *Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns,* The Joumal ofProsthetic Dentistry, 1991, 426, p.431-435.

115.Wall J.G., Reisbick M.H., Espeleta K.G. — *Cement luting thickness beneath pqrceldin yeneers made on platinumfoil,* J Prosthet Dent, 1992, 68, p.448-450.

116.Webb E.L., Murray H.V., Holland G.A., Taylor D.F. - *Effects of preparation relief and flow channels on seatingfull coverage castings during cementation.* J.Proshet.Dent., 1983, 49, p.777-779.

117.Werrin S.R., Jubach T.S.,Johnson B.W. - Inlay and onlay: Making the right decision. *Quint.Int. 1980, 11, p.33-35. HS.*

118West A.J., Goodacre C.J., Moore B.K., Dykema R.W. - A comparison offour techniques for fabricating collarless metal-ceramic cro^wns. *J. Prosthet. Dent, 1985, 54, p.636-639.*

119.White S.N., Yu Z., Kipnis V. - Effect ofadhesive luting agents on the marginal seatin ofcast restorations. *J. Prosthet Dent, 1993, 69, p.28-31.*

120-White S.N., Yu **Z.,** *Kipnis V.* - Effect of sealing forces on film thickness of new adhesive resin cements. *J.Prosthet Dent, 1992, 68, p.476-481.*

121.Wiebelt F.J.,Shillingburg H.T. — Abutment preparation modifications for removable partial denture rest seats. *Quit. Dent. TechnoL, 1985, 9, p.449-451*

122.Williams V.D., Drennon D.G.,Silverstone L.M. - The effect ofretainer design on the retention offilledresin m acid-etchedfixedpartial dentures. *J. Prosthet Dent, 1982, 48, p.417-419.*

123.Wood M. - Etched casting resin bonded retainers: An improved technique for periodontal splmtmg. *Int. J. Periodont. Rest. Dent, 1982, 2, p.8-10.*

124.Wood W.W. - Retention ofposts m teeth with non-vital pulps. *J. Prosthet.Dent., 1983, 49, p.504-506.*

125.Wu M.K., Pehlivan Y., Konţakiotis E.G., Wesselink P.R. - Microleakage along apical root fillings and cemented posts. *J Prosth Dent, 1998, 79, p.264-269.*

126.'Wunderlich C.R., Caffesse G.R. - Periodontal aspects ofporcelain restorations. *Dent.Clin. North Am., 1985, 29, p.693-695.*

127.Young T.A., Malone W.F.P. - Clinical application ofresearch m electrosurgery. *Dent.Clin. North Am., 1982,* 26, p.835-837

128.Zach L., Cohen G. - Pulp response to externaly applied heat. *Oral Surg., 19, p.515-520.*

129.Zinner D.I. - Esthetic considerations in restorative dentistry, in Seide Y.L. A dynamic approach ţo restorative dentistry. *W.B. Saunders Comp., 1980, 520, p.559-561.*

130.Zyskind D., Schmidt A., Hirschfeld Z. - Forced eruption technique: Rationale and climcal report, *J. Prosthet Dent, 1998,79,p.246-248.*

131.Zyskind K., Zyskind D., Soskolne W.A., Harary D. - Orthodontic forced eruption: case report ofan alternative treatmentfor subgingivally fractured young permanent incisior. *Quintessence Int, 1992, 23, p.393-399.*

13. RESTAURAREA PROVIZORIE ÎN PROTEZAREA FIXĂ (PROVISIONAL RESTAURATION)

Restaurările provizorii denumite mult timp şi proteze temporare - interim prosthesis reprezintă la ora actuală, o **etapă obligatorie** m protezarea fixă, având aceeaşi importanţă ca şi oricare dintre celelalte etape clinico-tehnice. Pe lângă protecţia pe care o oferă pulpei dentare şi ţesuturilor gingivale, restaurarea protetică provizorie joacă un **rol important** în:

- precizarea diagnosticului;

- perfectarea planului de tratament şi motivarea acestuia pacientului;

- menţinerea igienei bucale;

- transmiterea unor informaţii laboratorului (favorizând comunicarea cu tehnicianul dentar); ,

- vindecarea ţesuturilor restante;

- stabilirea schemei ocluzale şi a DVO;

- restabilirea şi evaluarea fonaţiei, masticaţiei şi prospectarea fizionomiei;

-- prevenirea migrărilor dentare precum şi aprecierea paralelismului dinţilor preparaţi.

Succesul final al **RP** şi colaborarea cu pacientul depind, adeseori, de standardul calitâţii acestei etape.

Cuvântul **„provizoriu^,** m contextul de faţă, înseamnă restabilirea funcţiilor **ADM** pe o perioadă limitată de timp, până la fmalizarea protezării. în mod curent se mai utilizează termenii de **restaurare tranzitorie, interimară** sau **temporară.**

Conform Glosamlui American de Termeni (1999), restaurarea protetică provizorie este piesa protetică concepută pentru a îmbunătăţii estetica şi a ameliora funcţionalitatea ADM pe o perioadă limitată de timp, după care este înlocuită de o proteză de durată.

Mai recent a apămt notiunea de **restaurare protetică provizorie de lungă durată,** care trebuie să fie menţmută pe câmpul protetic de la **câteva luni până la 1-2 ani sau chiar mai mult.** Acest tip de restaurări provizorii sunt foarte utile pentru consolidarea unor rezultate chirurgicale, la anumite vârste (în cadrul terapiilor ortodonto-protetice) şi în protetica implantologică.

Chiar şi în cazul unei **restaurări protetice de durată,** care se fmalizează într-un timp scurt, **RPP** trebuie să satisfacă atât exigenţele medicului, cât şi pe cele ale pacientului. Din nefericire, noţiunea de **„provizoriiT** sau **„temporar"** sugerează adeseori că obiectivele acestora sunt mai puţin importante. Dacâ conotaţia devine filosofică, stomatologul reduce inutil eficienţa

clinică şi eficacitatea tratamentului în protezarea fixă, prin confecţionarea protezei provizorii. Experienţa a demonstrat, însă, că efortul şi timpul consumat nu sunt investite în zadar pentru reuşita tratamentului protetic final. -

Restaurările protetice provizorii de lungă durată pot fi folosite pentru o perioadă mai lungă de timp, şi datorită unor evenimente neprevăzute cum ar fi: necesitatea unor intervenţii terapeutice (de obicei parodontale), indisponibilitatea pacienţilor, sau din cauza laboratomlui. în alte cazuri, întârzierile în realizarea **RPF** finale sunt intenţionate. **RPP** pot fi folosite ca factor adjuvant terapeutic m corectarea unor **DTM** sau a bolii parodontale. Oricare ar fi scopul terapeutic, restaurarea protetică provizorie trebuie să menţină starea de trofic itate a ţesuturilor care alcătuiesc câmpul protetic. **0 RP necorespunzătoare nu trebuie inserată pe câmpul protetic doar pentru că va fî folosită o perioadă scurtă de timp.**

Deoarece **RPP** se confecţionează de cele mai multe ori m aceeaşi şedinţă m care se prepară dinţii, procedeul ei de realizare trebuie să fie rapid şi eficient. Faptul că pacientul trebuie să aştepte în incmta cabinetului, sau că se pierde un timp oarecare pentm confecţionarea şi adaptarea unei **RPP,** nu trebuie să ne preocupe prea mult. 0 **RPP** necorespunzătoare, necesită, pentru reoptimizare, o perioadă de timp mai scurtă decât cea destmată, de exemplu, tratamentului inflamaţiei gingivale. Aceste probleme pot fî evitate dacă practicianul înţelege pe deplin obiectivele **RPP** şi depune toate eforturile pentm îndeplinirea acestora.

13.1. OBIECTIVE

Aşa după cum am mai spus, **RPP** trebuie să îndeplinească o serie de obiective, şi anume: să protejeze pulpa dentară, să asigure stabilitatea dimensională a etajului inferior, să asigure desfaşurarea funcţiei ocluzale, să permită o igienizare corectă, să nu irite parodonţiul marginal, să aibă rezistenţă sufîcientă, retenţie şi să satisfacă din punct de vedere estetic. Pe lângă acestea, nu trebuie neglijat rolul pe care **RPP** îl au m cicatrizarea ţesuturilor, (după o serie de intervenţii chimrgicale asupra ţesuturilor moi) sau asupra conformaţiei şanţurilor gingivale.

13.1.1. PROTECŢIA INTEGRITĂŢII CÂMPULUI PROTETIC

Protecţia mtegrităţii câmpului protetic cuprinde **protecţia pulpară, protecţia suprafeţelor de smalţ** şi a **parodonţiului marginal.**

13.1.1.1. PROTECŢIA PULPARĂ

In timpul preparării bonturilor, pulpa dentară este supusă unor insulte şi solicitări traumatice ce au drept consecinţe: secţionarea prelungirilor odontoblastice, degajarea de căldură,

Deshidratarea dentinei, crearea unor câi de comunicare cu mediul bucal. Prin canaliculii dentinari recent deschişi, infecţia se poate supraadăuga.

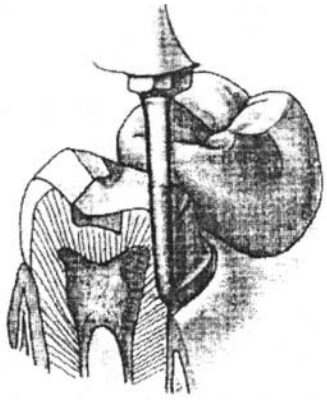


Fig.l3.1.Posibilitateade traumatizare a pulpei şi expunereă canaliculilor dentinari în cursul preparării bonturilor

Contactul plăgii dentinare cu mediul bucal poate declanşa un sindrom dureros, similar celui din pulpita acută. Adeseon, m practica curentă, după prepararea bonturilor, pacientul revine cu fenomene de hiperemie pulpară, diferite forme de pulpite şi chiar necroze pulpare (mai ales pacienţii tineri, unde camera pulpară este

mai voluminoasă).

Pentm ca protecţia pulpara sâ devmă realitate, **RPP** trebuie sâ fie bine adaptate pe bonturi, să acopere zona terminală a preparaţiei, să împiedice infiltrarea marginală a salivei şi să fie confecţionate din materiale bune izolatoare termic.

Nu trebuie sâ uităm că **RPP** se inseră m cavitatea bucală

într-o perioadă critică a tratamentului protetic, când ţesuturile dure şi mai ales cele moi au fost traumatizate sau lezate (m cursul preparării bonturilor şi al amprentării câmpului protetic). Prin urmare, prmtre obiectivele cele mai importante ale restaurării provizorii este şi adaptarea marginală a acestora. Adaptarea este influenţată decisiv de materialul din care se confecţionează restaurarea. Prezentăm mai jos rezultatele lui Tjan, Castelnnovo şi Shiotsu, care au efectuat un studiu ce vizează adaptarea marginală a unor materiale destinate acestui scop (64).

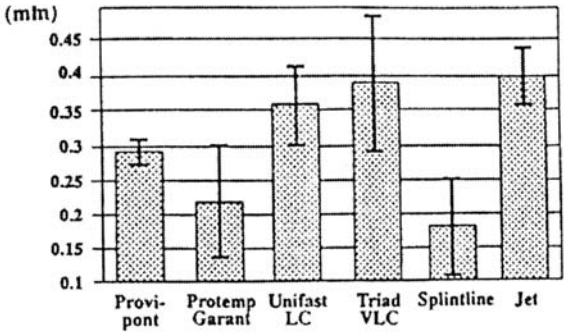


Fig. 13.2. Ilustrarea adaptării marginale a unor materiale destinate RPP(64).

Concluzia la care au ajuns autorii citaţi a fost că **RPP**

confecţionate din Splintline - ESPE şi Protemp Garant - Lang Dental Mfg. au prezentat cea mai bună adaptare marginală.

13.1.1.2. PROTECŢIA SUPRAFEŢELOR DE SMALŢ

Restaurarea protetică provizorie trebuie să prevină fracturarea dintelui preparat. Acest aspect se întâlneşte frecvent în cazul coroanelor parţiale, când marginile suprafeţelor de smalţ preparate sunt situate aproape de suprafaţa ocluzală a dintelui şi pot fi afectate m timpul masticaţiei. Chiar un defect minor în smalţ poate crea probleme de adaptare pentru **RP** de durată fmalâ şi solicită timp în plus pentru reconstituire.

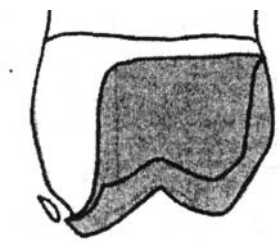


Fig. 13.3. RPP trebuie sâ protejeze coroana preparatâ. Fracturarea unui perete în faza de amprentare întârzie tratamentul şi periclitează restaurarea finalâ.

13.1.1.3. PROTECTIA PARODONTIULUI MARGINAL

Este foarte important ca terminațiile cervicale ale **RPP** să nu irite parodonțiul marginal. In fața insultelor mecanice, parodonțiul de înveliş răspunde m două feluri: **ori** se **hipertrofîazâ,** proliferând, **ori se retractă,** modificând raporturile cervicale echilibrate. Prin urmare, morfologia restaurării protetice provizorii la nivel cervical trebuie să se integreze morfologiei dinților adiacenți. Convexitățile fețelor axiale se reproduc pe cât posibil, fară a le supra- sau infracontura. 0 infraconturare se poate solda cu inflamație gingivală, iar o supraconturare cu retracție gingivală.

Menținând starea de sănătate parodontală, **RPP** oferă premizele unei amprentări corespunzătoare a zonei preparației terminale şi a şanțului gingival. Doar astfel, adaptarea marginală a protezei finale va fi cea scontată.

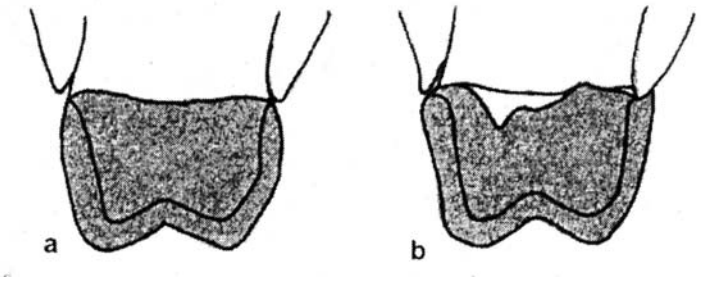


Fig. 13.4. Influențarea stării de troficitate a parodonțiului marginal de către designul restaurării protetice provizorii: a. conturLiri **corecte şi b.** contururi incorecte.

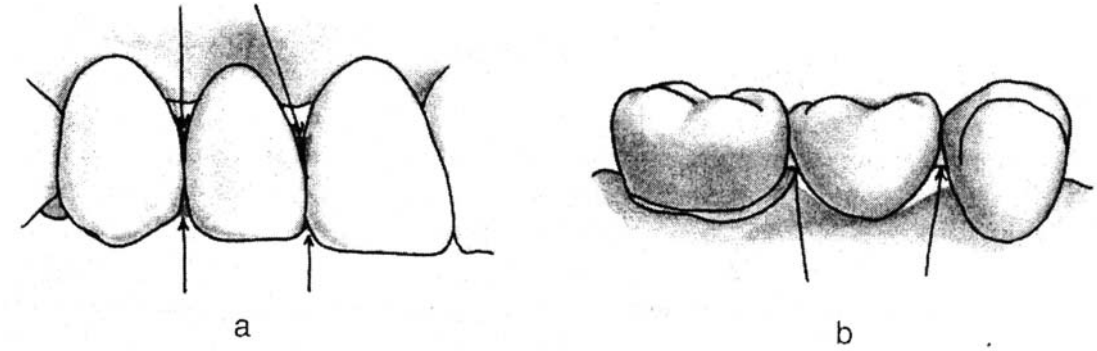


Fig. 13.5. Contururi corespunzâtoare: a. în zona frontală; b. în zona laterală.

13.1.2. STABILITATEA POZITIONALA

Prepararea bontului duce la pierderea ariei de contact cu dinții vecini şi antagonişti. Prin restabilirea ocluziei şi a morfologiei zonei de contact interproximal, restaurârile protetice provizorii asigură o poziție stabilă dintelui preparat, cu menținerea spațiului necesar restaurării permanente. Astfel, sunt împiedicate migrările verticale şi orizontale (mezializări, distalizări) ale bontului şi migrarea verticală a dintelui antagonist. Orice modificare a poziției necesită retuşuri ulterioare sau chiar refacerea restaurării finale.

13.1.3. MENȚINEREA FUNCȚIEI OCLUZALE

Prin restabilirea raporturilor cu dinții antagoniști, **RPP** permite exercitarea funcției ocluzale, oferind confort pacientului. Totodată, printr-o modelare corespunzătoare, restaurarea provizorie contribuie la menținerea poziției dinților antagoniști. Există și situații când **RP** se folosesc la modificarea terapeutică a raporturilor ocluzale și la menținerea acestora până la finalizarea tratamentului protetic. Adeseori, ele servesc chiar la tatonarea unei noi **DVO** pentru pacient.

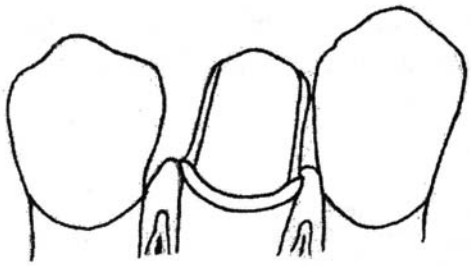


Fig. 13.6. Posibilitatea de mezializare a dintelui preparat (neprotejat de o coroană provizorie) trebuie evitată.

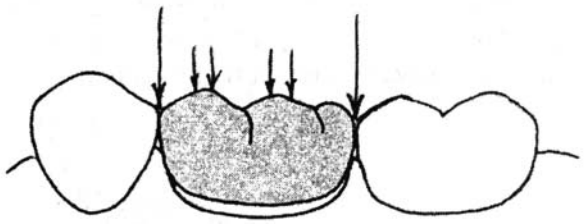


Fig. 13.7. Modelarea ocluzală corespiinzâtoare permite exercitarea funcției ocluzale în condiții normale.

13.1.4. FUNCȚIA FIZIONOMICA

Restaurarea protetică provizorie trebuie sâ fie estetică, mai ales în zona frontală şi premolară. în acelaşi timp, ea poate demonstra pacientului cum va fî restaurată fizionomia sa cu restaurarea protetică finalâ. Este chiar indicat ca pacientul „să se studieze" până la şedința următoare, când va relata medicului observațiile sale.

Menținerea sau ameliorarea aspectului fizionomic reprezintă poate elementul cel mai spectaculos al RPP. în primul rând, rezolvarea unei situații traumatizante pentru pacient creează un climat de confidențialitate între pacient şi medic. Acum pacientul îşi poate preciza doleanțele, iar medicul va prezenta care sunt limitele tehnicilor de care dispune. In al doilea rând, pomind de la această relație privilegiată, este de dorit ca pacientul să participe la elaborarea viitorului său aspect estetic. Proteza provizorie poate fî modificatâ sau corectată, pe baza ei confecționându-se macheta viitoarei **RP de durată.** Informațiile dobândite în această etapâ de tratament (forma şi înălțimea dinților, convexitățile suprafețelor şi chiar culoarea), vor fi transmise laboratorului de tehnică dentară.

13.1.5. IGIENIZAREA CORECTĂ

Restaurârile protetice provizorii trebuiesc confecționate din materiale suficient de rezistente, care pennit o prelucrare şi o lustruire adecvată. Numai aşa se va împiedica retenția

plăcii bacteriene. Igiena bucală poate fi astfel verificată în şedinţele următoare. Dacă **RPP** are un design corespunzător, poate servi chiar la instruirea pacientului m ceea ce priveşte modalităţile de igienizare pe care acesta trebuie să şi le însuşească.

Modelarea pereţilor axiali trebuie să fie corectă, respectând conformaţia anatomică a coroanelor dentare. Ambrazurile vor fi deschise, pentru a oferi spaţiu papilei interdentare şi acces mijloacelor de igienizare.

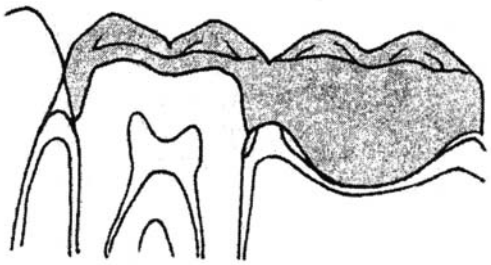


Fig. 13.8. Contur mezial necorespunzător, care nu va permite igienizarea unei RPP.

Dacă ţesuturile gingivale sunt menţinute m stare de eutroficitate m cursul etapei de protezare provizorie, nu vor apărea probleme nici după fixarea protezei finale.

13.1.6. REZISTENŢA ŞI RETENTIA

Restaurarea protetică provizorie trebuie să reziste solicitărilor funcţionale. Nu trebuie să se fractureze sau să se desprindă de pe bonturi. Este de dorit să rămână intactă după îndepărtarea de pe dintele preparat, pentru a putea fi readaptată m caz de necesitate.

Cel mai mare stress la nivelul **RPP** se produce m timpul masticaţiei. Rezistenţa răşinilor acrilice este de aproximativ de 1/20 din cea a aliajelor pentru restaurări metalo-ceramice, ceea ce face ca fracturile în cazul restaurărilor confecţionate din aceste materiale să fie mai frecvente. Adeseori, medicul pierde timp preţios cu reoptimizarea **RPP** deteriorate. De aceea, trebuie să se acorde o atenţie sporită alegerii materialului din care acestea se confecţionează, acrilatele nefiind întotdeauna materiale de elecţie.

13.1.7. SPRIJINIREA UNOR ETAPE ULTERIOARE ALE TRATAMENTULUI PROTETIC

Restaurările provizorii joacă, de asemenea, un rol important în definitivarea tratamentului protetic. Astfel, se poate face verificarea şlefuirii suficiente cu ajutoml **RPP** realizate pe modele de studiu. în cazul preparării insuficiente, restaurările realizate m acest fel nu vor putea fi inserate pe câmpul protetic. Dacă **RPP** se realizează printr-o tehnică de copiere, preparaţia insuficientă se evidenţiază prin subţierea sau chiar perforarea elementelor de agregare m zonele critice. Perforarea este evidentă la examenul clinic direct, m timp ce grosimea redusă a coroanelor provizorii poate fi evidenţiată prin creşterea transparenţei şi/sau măsurată cu un compas special.

De asemenea, restaurările provizorii ne pot ajuta la paralelizarea preparațiilor:

- imposibilitatea îndepărtării restaurării extemporanee cu materiale autopolimerizabite pune m evidență lipsa de paralelism a preparațiilor;

- m cazul realizării restaurării prin tehnica indirectă, aceasta nu poate fi inserată pe câmpul protetic datorită stâlpilor neparaleli.

Restaurările provizorii facilitează amprentarea. Lărgirea temporară a șanțului gingival se face mai uşor m cazul dinților stâlpi acoperiți provizoriu. Martignoni a pus la punct o metoda de amprentare m care foloseşte restaurarea provizorie drept suport pentm aplicarea unei spume siliconice expandabile, sub presiunea căreia se realizează lărgirea temporară a şanțului gingival, iar Miller utilizează **RPP** drept portamprentă în amprentarea finală a câmpului protetic (63).

13.2. CLASIFICAREA RESTAURĂRILOR PROVIZORII

Există numeroase modalități de protejare a țesuturilor restante m timpul confecționării restaurării protetice de durată. Acestea acoperă o gamă variată de tehnici şi materiale, de la obturațiile cu **ZOE** folosite m cazul inlay-urilor până la coroane şi proteze parțiale fixe provizorii.

Restaurările provizorii pot fi clasificate în funcție de modul de elaborare. Cele **obținute industrial** sunt reprezentate de **cape de aluminiu, cape metalice cu relief anatomic, conformatoare de celuloid** şi **coroane prefabricate din policarbonat.** Acestea pot fi folosite doar pentru restaurările provizorii unidentare. Cele **individualizate, realizate m cabinetul stomatologic sau m laboratorul de tehnică dentară,** pot fi fabricate dintr-o gamă largă de polimeri şi materiale compozite prin mai multe procedee.

Restaurările provizorii sunt, de asemenea, clasificate m funcție de **procedeul de realizare al restaurării.** Astfel, în **tehnica directă RPP** se face în cavitatea bucală a pacientului direct pe câmpul protetic, pe când m **tehnica indirectă** restaurarea se realizează pe un model din gips cu timp scurt de priză, în laboratorul de tehnică dentară.

Tehnica directă se adresează practicienilor tineri, cu experiență puțină, eliminând amprentarea şi tumarea modelului. **Tehnica indirectă este preferată însă celei directe** pentm acuratețea ei. Pentru a preveni blocarea interproximală a unei restaurări obținute prin tehnica directă, aceasta se îndepărtează de pe câmpul protetic înainte de fmalizarea polimerizării. Contracția la polimerizare m acest caz este de 8%, făcând ca lipsa contactului dintre rășină şi câmpul protetic să ducă la distorsionarea şi neadaptarea marginală a restaurării. Crispin şi colab. (16) au arătat într-un studiu privind adaptarea marginală a **RPP,** că aceasta poate fi îmbunătățită m cazul **PMMA** cu până la 70% dacă realizarea restaurării se face prin tehnica indirectă.

Adaptarea **RPP** confecționate din rășini, poate fi îmbunătățită prin tehnica indirectă. De asemenea, se preferă tehnica indirectă şi pentru protecția pulpei dentare, în special când se foloseşte **PMMA,** deoarece la polimerizarea acestuia, pulpa dentară, deja traumatizată m timpul preparării bontului, este expusă atât supraîncălzirii cât şi acțiunii nocive a monomerului.

Un ultim avantaj al tehnicii indirecte, este realizarea **RPP** de către laboratorul de tehnică dentară, ceea ce duce la economie de timp pentru practician.

0 altă clasificare a **RPP** este în funcție de numărul dinților înlocuiți, poziția lor pe arcadă şi tipul elementelor de agregare:

a) restaurâri provizorii unidentare

- coroane provizorii;
- **DCR-uri** provizorii;
- fațete vestibulare provizorii;
- coroane parțiale provizorii;
- incmstații provizorii.

b) proteze parțiale fixe provizorii

- de urgență - cuprinde **RPP** legate de patologia specifică pacientului, care impune intervenție de urgență în vederea protezării (deteriorarea sau distrugerea posttraumatică a unor restaurări frontale preexistente, fracturile coronare sau extracțiile dentare din zona frontală);

- de protecție (menținere) - cuprinde **RPP** realizate m situații când intervenția terapeuticâ şi nu patologia specifică pacientului este aceea care impune urgența m protezare (preparația unor dinți stâlpi vitali, ablația unei proteze parțiale fixe frontale necorespunzătoare);

- de testare - permit testarea unor elemente funcționale (fizionomice, fonatorii, ocluzale) m vederea aplicării ulterioare a informațiilor obținute la nivelul restaurării finale;

- de aşteptare (temporizare, pasaj), care funcționează un timp mai lung, datorită dificultăților apărute în realizarea restaurării finale:

- menținătoare de spațiu fixe (cimentate);
- sisteme protetice de imobilizare parodontalâ;
- proteze parțiale fixe provizorii postchimrgicale (după plastia prin adiție sau substracție la nivelul țesutului osos al proceselor alveolare, elevația planşeului sinusului maxilar, modifîcarea traseului nervului alveolar inferior); ;
- proteze parțiale fixe provizorii postimplantare (permit evaluarea succesului intervenției chirurgicale, încărcarea funcțională progresivă a implantelor, transferul unor date funcționale acceptabile spre restaurarea finală);
- proteze parțiale fixe provizorii postortodontice (pot servi la susținerea unor elemente active ale aparatelor ortodontice, participând astfel direcț la terapia ortodontică şi/sau pentru contenție);
- proteze parțiale fixe de compromis socio-economic.

c) proteze parțiale mobilizabile provizorii (PPMP) Multitudinea situațiilor clinice m care acest tip de **RPP** îşi dovedeşte utilitatea, determină o mare varietate de procedee.

- PPMP de urgență (caracteml protezării fiind determinat ca şi în cazul restaurărilor de urgență de extracții dentare multiple sau de deteriorarea unor **PPMP** preexistente);

- PPMP de testare (fizionomică, fonatorie, ocluzalâ);

- PPMP de aşteptare (temporizare, pasaj);

- PPMP cu gutieră ocluzală (în cazurile care necesită atât o protezare provizorie cât şi aplicarea unei gutiere ocluzale);

- Menținătoare de spațiu mobilizabile;

- PPMP postchimrgicale (exemplu: după intervenții de închidere a despicăturilor labio-palatrine);

- **PPMP** de compromis socio-economic.

13.3. MATERIALE DESTINATE RESTAURARILOR PROTETICE PROVIZORII

La ora actuală, firmele producătoare ne oferă o mare varietate de materiale din care se pot confecționa **RPP.** Pomind de la coroanele prefabricate şi terminând cu ultimele tipuri de **RDC** destinate acestui scop, este de reținut că ele trebuie să îndeplinească anumite condiții (10):

- biocompatibilitate (să nu fie toxice sau să provoace alergii);

- să prezinte **stabilitate cromatică** în mediul bucal şi **rezistență la uzură** în timpul funcțiilor;

- compatibilitate cu alte materiale, în special cu cimenturile pentru fixare provizorie;

- să prezinte **conductibilitate termică redusâ;**

- stabilitate dimensională în timpul întăririi;

- sâ fie **uşor de preparat şi manevrat** (timp de lucru adecvat, modelare uşoară, priză rapidă);

-sâ fie acceptate de către pacient: **neiritante şi fâră miros;**

- uşor reoptimizabile;

- preț de cost convenabil.

Până în prezent, nu există un material ideal pentru restaurări protetice provizorii. Una dintre problemele cele mai disputate o reprezintă modificările volumetrice din cursul întăririi. Aceste materiale se contractă, determinând o lipsă de adaptare marginală, mai ales atunci când se foloseşte tehnica directâ. De asemenea, **RA** dezvoltă căldură m timpul polimerizării şi nu sunt pe deplin biocompatibile.

Dispunem, în prezent, de mai multe clase de polimeri pentru confecționarea **RPP** m protezarea fixâ, şi anume:

- răşini autopolimerizabile pe bază de metacrilat de metil sau de etil, care se mențin m cavitatea bucala doar cateva saptamam;

- râşini termopolimerizabile, pentru **RPP** de mai lungâ durată, datorită unei bune reticulări a materialului, care le conferă o suprafață mult mai omogenă;

- răşini fotopolimerizabile, uşor de manipulat, cu caracteristici asemănâtoare râşinilor termopolimerizabile;

- răşini dual, la care faza de polimerizare chimică determină prelungirea stării de elasticitate a materialului. De-a lungul acestei perioade, **RPP** şi surplusul de material pot fi îndepârtate cu uşurmță de pe dinții preparați. Conform datelor producătorilor, în această fază a polimerizării se dezvoltă o cantitate foarte mică de căldură, prin urmare contactul răşinii cu țesuturile câmpului protetic poate fi prelungit. Polimerizarea râşinii se completează apoi cu o sursă de lumină, care poate fî lampa sau cuptorul de fotopolimerizare. Caracteristicile acestor materiale de generație mai nouă şi manipularea lor sunt superioare răşinilor cu un singur mecanism de polimerizare.

Alegerea materialului pentru confecționarea unei **RPP** este influențatâ de mai mulți factori: tehnica de confecționare, întinderea edentației, durata de utilizare, dotarea tehnico-materială etc.

în ceea ce priveşte stabilitatea cromatică, ea depinde de durata de utilizare a **RPP** şi de tipul alimentelor cu potenţial colorant pe care le consumă pacientul. In sprijinul celor afirmate mai sus, urmăriți datele din tabelul 13.1.:

TabelmU3.1. Corespondența între tipul de material utilizat pentru confecționarea restaurărilor protetice provizorii și culoare.

Denumire comercială	Tipul rășinii	Culoarea
Jet (Lang Dental Mfg.)	Polimetil-metacrilat autopolimerizabil	67
Protemp Garant (ESPE)	RDC, cu polimerizare chimică	Galben
Luxatemp Solar (DMG)	RDC cu dublă polimerizare	Universal - A2
Provipont DC (Vivadent)	RDC cu dublă polimerizare	Galben
SR-Ivocron-PE (Ivoclar)	Polimetil metacrilat termopolimerizabil	2B

Restaurările protetice provizorii pot fî confecționate industrial, m forme finite sau prefinite, sau pot fî confecționate m cabinet (tehnica directă) sau în laboratorul de tehnică dentară (tehnica indirectă).

Primele încercări de elaborare a unor materiale plastice destinate acestui scop au fost facute prin anii 1950 (Palavit), dar toxicitatea pulpară a monomerului şi temperatura înaltă de polimerizare (aproximativ 120 °C) au facut aproape imposibilă utilizarea lor.

Materialele destinate confecționării **RPP** pot fi polimeri, materiale compozite sau metale, respectiv aliaje metalice.

Polimerii sunt reprezentați de o serie de răşini sintetice (epiminice, acrilice, policarbonate). Materialele compozite fac parte din clase diferite, iar dintre metale şi aliaje amintim: aluminiul, aliajele de staniu-argint, nichel-crom etc.

13.3.1. RĂŞINI ACRILICE

Râşinile acrilice destinate confecționarii **RPP** s-au diversificat mult în ultimele decenii. Ele se prezintă m cele două variante cunoscute (auto- şi termopolimerizabile), fiind utilizate fie în tehnica directă, fie m tehnica indirectă.

Răşini acrilice autopolimerizabile (polimetil metacrilatul autopolimerizabil). Este materialul din care se confecționează cele mai multe **RPP.** Se prezintă, de obicei în sistem bicomponent (pulbere şi lichid). Reacția de polimerizare, inițiată chimic este însă exotermă (până la 70°C), direct proporțională cu masa materialului. Din cauza monomerului rezidual şi a căldurii generate m cursul reacției de polimerizare, acest material poate fi nociv pentru pulpa dentară. Polimetil metacrilatul este indicat mai ales pentru **RPP** de amploare, folosind tehnica indirectă.

Există numeroase produse pe bază de **RA** autopolimerizabile. Unul dintre acestea este şi Dentalon Plus (Kulzer). Pulberea este un polimetacrilat, iar lichidul un monoester difuncțional al acidului metacrilic. Produsul se livrează m trei nuanțe cromatice şi poate fî folosit atât în tehnicile directe cât şi în cele indirecte. Proporția de amestecare este de două părți pulbere la o

parte lichid. Are o fază plastică de 2-7 minute, întărindu-se la aproximativ 9,30 minute, la temperatura camerei.

Alte produse consacrate avizate de **ADA** sunt: Dura Lay (Dental Mfg.), care se livrează în sistem bicomponent (pulbere/lichid), în patm culori; Trim 11 (Bosworth); Texton ZI, TAB 2000 etc.

Pe lângă **RA** tradiționale au fost dezvoltate sisteme metacrilice superioare m care pulberea este reprezentată de poli(etilmetacrilat) Snap 9, iar lichidul poate fi un butilmetacrilat sau un izobutilmetacrilat. Aceste răşini asigură un timp de lucru prelungit.

Tabelul 13:1.

Râşini acrilice autopolimerizabile, compoziție, denumire comercială (55).

Răşina	Mod de polimerizare	Pulbere	Monomer (lichid)	Produs comercial
PMMA	Chimică	PMMA (particule prepolimerizate) + inițiator (peroxid de benzoil)	MMA (stabilizator-hidrochinona) + activator (amină tertiară) + plastifiant (dibutil ftalat) + agent de reticulare (derivat de etilen-glicol)	TAB 2000 (Kerr)
PEMA	Chimică	PEMA (particule prepolimerizate) + inițiator (peroxid de benzoil)	n-BMA sau iso-BMA (stabilizator-hidrochinona) + activator (amină terțiară) + plastifiant (dibutil ftalat) + agent de reticulare (derivat de etilen glicol)	Trim (n-BMA) (Bosworth) Dentalon Plus (iso-BMA) (Heraeus Kulzer)

Produsul Luxatemp-Automix al firmei DMG Hamburg, care se prezintă într-un sistem perfecționat de ambalare şi care se manipulează foarte uşor (pistol cu două seringi), a câştigat tot mai mult teren şi datorită proprietăților sale.

Tabelul 13.3.

Proprietăți fizice ale produsului „Luxatemp", comparativ cu PMMA.

Proprietate fizică	PMMA	Luxatemp
Rezistența la compresiune	35-65 MN/m^2	30 MN/m^2
Rezistența la rupere	40-65 MN/m^2	80 MN/m^2
Rezistenta la tractiune	10-25 MN/m^2	33 MN/m^2
Duritate la suprafață	20-75 MN/m^2	95 MN/m^2
Absorbție de apă	0,7-l,4mg/cm^2	1 mg/cm
Temperatura m timpul reacției de priză	48-80° C	37° C !'

Un alt produs de dată mai recentă, experimentat de către D. Derrie (18) este **Unifast LC** - râşină fotopolimerizabilă care se prezintâ m sistem bicomponent: pulbere/lichid. Pulberea este un polimetacrilat de metil, iar lichidul un amestec de metilmetacrilat cu un metilmetacrilat D 1-2 metacriloiloxietilen cu rol de reticulare finală. Amestecul celor două componente (Ig pulbere cu 0,5 ml lichid) trece prin **patru faze: lichidă** (35-40 sec.), **vâscoasâ** (3 sec.), **pastă** (1 min. şi 30 sec. m cavitatea bucalâ) şi **elastică** (care se menține astfel la fotopolimerizare). în cursul acestei ultime faze, restaurarea protetică se poate dezinsera de pe câmpul protetic şi se poate verifica calitatea integrității marginale. De asemenea, se pot îndepârta eventualele excese de material. Temperatura degajatâ m timpul reacției de polimerizare a produsului Unifast LC depâşeste cu

puțin 8° C. Avantajul acestui produs fiind acela că se poate asocia cu un compozit fotopolimerizabil (de exemplu, Silux-3M), ceea ce permite confecționarea unor restaurâri protetice provizorii mai estetice.

Răşinile acrilice termopolimerizabile sunt indicate pentru **RPP** de durată mai lungă, calitâțile estetice (în principal stabilitatea cromatică) şi mai ales mecanice (rezistență la uzurâ şi la fractură) fiind mai bune decât ale răşinilor autopolimerizabile.

13.3.2. RĂŞINI POLICARBONATE

Răşinile policarbonate sunt derivați de condensare ai acidului carbonic. Sunt polimeri termoplastici şi reversibili şi se prelucrează prin injectare. Se prezintâ sub formă de granule care se păstrează m flacoane închise etanş, deoarece absorb până la 0,2% umiditatea din aer. în protetica fixă din răşini policarbonate se pot confecționa coroane provizorii pentru dinții frontali.

Proprietâțile mecanice ale răşinilor policarbonate sunt superioare **RA. RPP** confecționate ^din aceste răşini au o structurâ densâ, fară pori. Ele pot fi sterilizate chiar şi prin autoclavare, deoarece rezistă farâ să se deformeze până la temperaturi de 140° C.

Confecționarea coroanelor provizorii din policarbonat necesită însâ instalații speciale de injectare. Din această categorie fac parte coroanele policarbonate ION ale firmei 3M, armate cu fibre de sticlă, coroanele policarbonate Swedent şi cele ale firmei Kent Dental. La noi m țară, astfel de coroane au fost confecționate de către Viorica Benghia, la Râmnicu Vâlcea.

Coroanele de policarbonat au o formă anatomică, ceea ce permite o adaptare mai rapidă. Ele se livrează m cofraje, de circa 180 de coroane, în diferite mărimi. Dacâ există diferențe de adaptare între bont şi coroană, se pot utiliza, pentru optimizare **RA** autopolimerizabile (care aderă la răşinile policarbonate).

13.3.3. RĂŞINI EPIMINICE

Răşinile epiminice sunt răşini autopolimerizabile cu o reacție exotermă la polimerizare mai mică decât cea a răşinilor acrilice. Au o stabilitate dimensională bună şi se pot lustrui corespunzâtor. Însă, rezistența la uzură, stabilitatea cromaticâ şi adaptarea marginală lasă de dorit.

Produsele pe bazâ de răşini epiminice se prezintă în sistem bicomponent (bazâ şi catalizator). Intărirea se face m decurs de 3-5 minute.

Baza constă dintr-o pastă ce conține un derivat etilenic (încârcată cu umplutură de nylon), iar catalizatorul este un ester aromatic sulfonat. Prin amestecarea celor două componente se declanşează reacția de polimerizare cationică şi ia naştere un polimer reticulat.

Tabelul 13.4.

Caracteristici fizice ale unor materiale destinate confecționării RPP (8).

Caracteristici fizice:	PMMA	r. epiminice	n-BMA	Iso-BMA
Mod de polimerizare	chimică	chimicâ	chimicâ	chimică
Reacție exotermâ de priză (°C)	46	20	20	20
Contracția la polimerizare (%)	1,9	0,4	1,95	2,0
Modul de elasticitate (Gpa) La 24 de ore La 1 lunâ	 2,3 2,0	 1>9 1,5	 1,1 0,9	 1,2 0,9
Rezistența la tracțiune (Mpa) La 24 de ore La 1 lunâ	 47 36	 33 33	 25 20	 23 18
Rezistența la flexiune (Mpa) La 24 de ore La 1 lunâ	 60 43	 76 65	 104 107	 58 49

Un produs consacrat al acestei gmpe de materiale este Scutan al firmei ESPE, care se comercializează în ambalaje diferite pentru bazâ (care se prezintă sub forma de pastă) şi catalizator (de obicei, sub formă lichidă).

Pentru preparare, pe un bloc de hârtie ceratâ, se pune o diviziune de pastă, la care se adaugă o picătură de catalizator. Spatularea durează 30-40 de secunde. Timpul de lucru este de 2,5 minute.

Datorită toxicității reduse este indicat în tehnica directă de confecționare a **RPP.**

13.3.4. RĂŞINI DIACRILICE COMPOZITE

Apărute în 1963, au evoluat continuu şi au invadat şi acest domeniu. Față de **RA** descrise anterior, **RDC** au o contracție mai micâ la polimerizare şi valori mai mari ale rezistenței fizico-mecanice *şi chimice. în plus, materialele fotopolimerizabile prezintâ avantajul prelungirii timpului de manevrare.

Sunt indicate pentru **RPP** de duratâ mai lungă (4-5 luni). Cu ajutorul acestor materiale se pot confecționa atât **RPP** m zona frontală cât şi m zona de sprijin.

Unul dintre materialele consacrate este produsul Protemp 11 al firmei Espe. Acesta se livrează în trei componente şi două culori. Are la bază esteri metacrilici multifuncționali, inițierea polimerizârii fiind chimicâ.

Râşinile diacrilice compozite se pot utiliza pentm confecționarea **RPP** atât m tehnica directâ cât şi în cea indirectă. Ele au însă un preț de cost ridicat şi reclamă prezența unei surse de lumină sau instalații speciale care necesitâ investiții suplimentare.

Durafîl, este o răşină fotopolimerizabilă cu microumplutură. Datorită contracției reduse din cursul polimerizârii, adaptarea marginală este foarte bună. Efectul estetic este deosebit, permițând mai multe nuanțe, prețul de cost este însă ridicat. **RDC** sunt indicate în tehnica

indirectă de confecționare a restaurărilor provizorii, indicația majoră fiind în **RPP** de lungă durată. La ora actuală există o mulțime de astfel de produse.

Tabelul 13.5. Caracteristici fizice comparative ale rășinilor destinate cconfecționării restaurărilor protetice provizorii (2).

Caracteristici fizice	PMMA	PMMA	UDMA
Mod de polimerizare	chimică	termică	fotopolimerizare
Reacție exotermă de prizâ (°C)	46	—	-
Contracția la polimerizare (%)	0,22	0,16	0,46
Duritate	29,3	28,2	24,6
Absorbția hidrică (%)	2,12	2,14	2,73

13.3.5. RĂŞINI ACETALICE

Râşinile acetalice sunt indicate pentru confecționarea **RPP,** datorită caracteristicilor mecanice, fizico-chimice precum şi a biocompatibilității deosebite. Din această categorie de materiale face parte produsul **Dental D,** un polimer termoplastic care se prelucrează prin termoinjectare. Dintre proprietățile sale amintim: rezistența crescută la tracțiune, raport optim tenacitate-rigiditate, reziliența şi rezistența la curgere optime, coeficienți de fricțiune statică şi dinamică reduşi, stabilitate dimensională, rezistența crescută la uzură, memorie elastică crescută, biocompatibilitate, estetică, economie, prelucrare uşoară. De remarcat, că aceste proprietăți nu se modifică în diferite condiții de lucru, cum ar fi: umiditate crescută, expunere la agenți chimici, solicitări variabile ciclice.

13.3.6. RĂŞINI DUAL (AUTOFOTOPOLIMERIZABILE)

Aceste răşmi sunt materiale autofotopolimerizabile ce au fost utilizate prima dată ca cimenturi diacrilice, fiind lansate pe piață drept răspuns la dezavantajele fiecărui sistem de inițiere utilizat singular. Polimerizarea se produce prin două mecanisme independente. Polimerizarea inițialâ, începe imediat după amestecarea celor două componente. în această fază materialul râmâne într-o stare elastică, care se menține până la fotopolimerizare. Pe parcursul acestei perioade materialul se poate prelucra cu ajutorul unui bisturiu, foarfeci sau chiar cu instrumentar rotativ. Polimerizarea fmală se realizează sub acțiunea razelor luminoase (lampa de fotopolimerizare). Răşinile din această categorie, prezintă cel mai mare modul de elasticitate şi o rezistență la rupere semnificativă (55).

Dm această categorie de materiale face parte şi produsul Provipont al firmei Vivadent, Liechtenstein, care se prezintă sub formă de pastă/pastă (bază şi catalizator) ambele predozate m

seringi. Timpul de lucru pe care îl avem la dispoziție când folosim un astfel de material este de aproximativ 7 minute, împârțit astfel: 1 minut pentm dozarea şi amestecarea celor două componente, 2 minute pentru faza elastică a materialului, 1 minut pentru îndepârtarea excesului şi înlăturarea conformatomlui (a amprentei), 10 secunde pentm polimerizarea intraoralâ a râşinii -r pentru coroane pe dinții stâlpi şi 30 de secunde pentru intermediari, 1 minut durează polimerizarea extraorală rămânând 1 minut pentru prelucrarea finală.

Tabe!ull3.6.

Caracteristici fizice comparative ale unor materiale destinate confecționăni restaurărilor protetice provizorii (18).

Caracteristici fizice:	PMMA (TAB 2000, Kerr)	PEMA (Snap 69)	PMMA charge (UnifastLC,GC)
Mod de polimerizare	chimică	chimicâ	chimică + foto
Reacție exotermă de prizâ (°C)	51-65	42^46	52-53
\ Modul de elasticitate (GPa)	1,71	0,99	2,08
^ezistența la flexiune (Mpa)	60,9	35,7	55,8

Tehnica de lucru:

Când pentru protezarea provizorie a unor breşe edentate reduse folosim această râşină, avem la dispoziție dinții din tmsa materialului.

La nivelul fețelor proximale ale intermediarului se realizează retenții, care se vor solidariza la coroanele ce acoperâ dinții stâlpi cu ajutorul unui material compozit. Acelaşi material poate fi folosit pentru a obține un relief ocluzal cât mai adecvat la nivelul intermediarului. (Dacă nu dispunem de intermediari prefabricați se poate alege o altâ variantă şi anume, decuparea intermediarului în amprentă.)

Amprentarea se poate realiza după tehnica uzualâ folosind ca material un silicon chitos sau alginatul. Pentru amprentare se indicâ folosirea lingurilor universale sau confecționarea lingurilor individuale. Dacă se foloseşte pentru amprentâ alginatul, pe suprafața restaurării se va forma un strat (k inhibiție. Acesta poate fi îndepărtat cu alcool. După efectuarea amprentei se îndepărtează intermediarul (intermediarii) din cavitatea bucală sau din amprentă. Amprenta se pune de o parte.

Prepararea bonturilor se face după tehnica cunoscută.

Dozarea bazei şi a catalizatomlui depinde de amplitudinea restaurării, corespunzător gradațiilor de pe seringâ, amestecarea componentelor facându-se timp de 15-20 secunde. Inserarea râşinii m amprentă se face începând din zona cea mai declivă a acesteia.

Amprenta cu râşină se aplică m cavitatea bucalâ şi se menține 2-2,5 minute. In această perioadă, materialul dobândeşte memoria elasticâ, moment m care se îndepârtează excesul, cât timp râşina se afla încă în interionil amprentei. îndepărtarea amprentei din cavitatea bucală se face cu atenție, cu ajutoml unui instmment auxiliar. Se îndepărtează **RPP** din amprentă şi se îndepârtează excesul cu un bisturiu, foarfecă sau instumentar rotativ. Se inseră pe bonturile preparate.

Urmează fotopolimerizarea, care la nivelul mtermediamlui durează 30 de secunde, iar la nivelul elementului de agregare câte 10 secunde pentru fiecare. Prin această manopera se evită deformarea **RPP.** Urmează fotopolimerizarea restaurării extrabucal, timp de 20 de secunde pentru fiecare element.

Proteza provizorie confecționată din Provipont poate fi fotopolimerizatâ şi cu ajutoml unui aparat numit Spectramat Mini, timp de aproximativ 4 minute.

Faza fmală constâ în netezirea, lustruirea şi fmisarea restaurării provizorii şi fixarea provizorie.

13.3.7. RĂŞINI ARMATE CU FIBRE DE STICLA

Răşinile armate cu fibre de sticlă (materiale FRC) şi ceromerii (polimeri armați cu umplutură anorganică silanizată) reprezintâ două clase noi de materiale promovate de Sistemul Targis - Vectris.

Acest sistem cuprinde: materialul Vectris - râşina armatâ cu fibre de sticlă, în variantele Vectris Single, Vectris Pontic, Vectris Frame şi ceromerul Targis, cu variantele de bazâ (dentină, incizal, transparent), aparatul Vectris VSl (pentru realizarea scheletului), lampa de -fotopolimerizare Targis Quick şi cuptorul de foto-termopolimerizare Targis Power.

Sistemul este indicat pentru confecționarea **RPP de lungă durată,** cu posibilitatea menținerii m cavitatea bucală o perioadă de doi **până la cinci ani.**

Din punct de vedere clinic sistemul Targis Vectris prezintâ următoarele avantaje:

.- restaurarea optimă a funcției masticatorii şi menținerea stopurilor ocluzale, datorită infrastructurii armate cu fibre de sticlă;

- adaptare marginală foarte bună;
- biocompatibilitate;
- efect estetic optim;
- erori minime m manipulare şi prelucrare.

Datorită ac^estor calități există şi autori care le indică pentm confecționarea protezelor parțiale fixe de durată.

13.4. TEHNICI DE OBȚINERE A RESTAURARILOR PROTETICE PROVIZORII

Coroanele prefabricate

Există o mare varietate de materiale dm care se confecționează **coroanele prefabricate** şi anume: **policarbonat, aluminiu, staniu-argint** şi **crom-nichel.** Ele sunt disponibile m diferite forme şi mârimi.

Tabel 13.7.

Materiale destinate confecționării restaurarilor provizorii unidentare

Material	Aria de utilizare 1 C P M	Mărimi pentru fiecare tip
Acetat de celuloză (conformatoare)	XXX	5
Rășini policarbonate	XXX	6
Aluminiu (cape)	x x	20
Aluminiu (coroane anatoforme)	x x	6
Staniu-argint (coroane anatoforme)	x x	10
Nichel-crom (coroane anatoforme)	x x	6
I=incisiv; C=canin; P=premolar; M=molar.		

- Coroane prefabricate din policarbonat

Din rășini policarbonate se confecționează coroane provizorii pentru restaurarea dinților, atât m zona frontală cât și de sprijin.

Tehnica de lucru, cuprmde următoarele faze:

- alegerea coroanei dm tmsă;
- adaptarea coroanei pe bont;
- căptușirea cu rășina acrilică autopolimerizabilă;
- retușarea și lustruirea marginilor;
- controlul adaptării coroanei pe bont și fixarea provizorie.

Pentru alegerea coroanei potrivite, se măsoară diametrul mezio-distal al dintelui oe va fi preparat. Măsurarea se face cu ajutorul unui șubler sau cu un compas. Alegerea se va face astfel încât diametrul M-D al coroanei prefabricate să depășească cu puțin diametrul dintelui. Se asigură astfel un contact interproximal corespunzător. Măsurătorile se pot face și pe modelul de studiu.

După prepararea bontului, se adaptează coroana provizorie. De obicei, ea are o lungime mai mare decât a dinților vecini. Diferența de lungime față de marginea incizală a dinților restanți se notează cu o liiîie orizontală, pe fata vestibulară a coroanei provizorii, m zona coletului (fig. 13.9. a.).

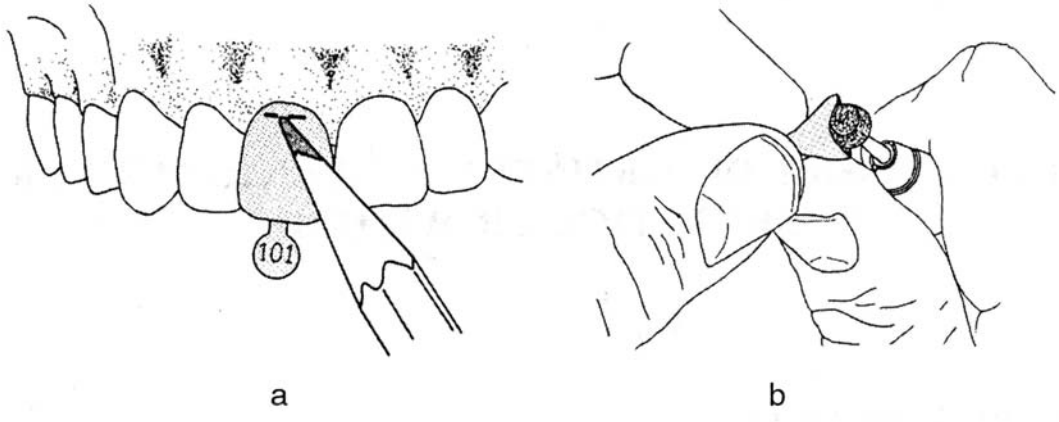


Fig. 13.9. Faze de lucru din cursul alegerii și adaptării unei coroane provizorii: a. determinarea și însemnarea excesului de lungime; b. prelucrarea marginilor. (54)

Excesul de lungime, apical de linia marcată, se îndepărtează cu o piatră montată, de dimensiune adecvată, urmărind cu atenție conturul gingival (fig. 13.9. b.).

Coroana astfel modificată se reaplică pe bont. Dacă contactul cu dinţii vecini împiedică adaptarea corectă, se fac retuşurile necesare fără a prejudicia viitoarea zonă de contact interdentar.

Pentru o adaptare marginală optimă şi o retenţie corespunzâtoare pe dintele preparat, se căptuşeşte coroana provizorie cu **RA** autopolimerizabilă (fig. 13.10.).

Bontul se izolează cu un lac dentar care este lăsat să se usuce. Se vaselinează apoi, atât bontul, cât şi ţesuturile adiacente. Prin vaselinare, se previne iritaţia pulpei dentare şi a ţesuturilor moi înconjurătoare şi se facilitează îndepărtarea coroanei provizorii de pe bont. Intr-un godeu, se prepară pastă de acrilat după tehnica cunoscutâ. Se introduce în coroanâ. Când pasta ajunge la consistenţa convenabilâ (suprafaţa răşinii îşi pierde luciul), se aplicâ pe bont şi se menţine în poziţie. Se verifică raporturileocluzale şi alinierea în cadrul arcadei.

Polimerizarea trebuie să se facă sub presiune, pentru a imprima zona terminală a preparaţiei dentare. Când acrilatul dobândeşte memoria de revenire se mobilizează de pe bont, aproximativ 3 mm, apoi se reaplică pe acesta. Coroana căptuşită se îndepărtează de pe dintele preparat înainte de priza definitivă şi se introduce într-un godeu cu apă caldă. După polimerizarea completă (aproximativ 5 minute), coroana se prelucrează, finisează şi lustruieşte. Se verifică din nou adaptarea pe bont.

Se vaselinează suprafeţele exteme şi se cimentează provizoriu. Se îndepărtează cu maximă atenţie resturile de ciment din zona gingivală şi interproximală.

• Cape şi coroane prefabricate metalice

Fig. 13.10. Dupâ prelucrarea marginilor coroana provizorie se căptuşeşte cu acrilat autopolimerizabil. (59)

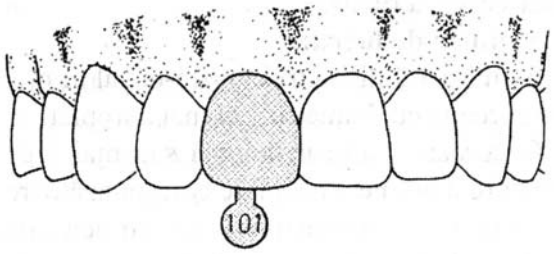


Fig. 13.11. Adaptarea pe bont şi integrarea coroanei provizorii în arcada dentara. (59)

Acest gen de **RPP** sunt indicate pentru protecţia bonturilor din zona laterală. Se vor urmări aceleaşi obiective ca şi la coroanele prefabricate din policarbonat, şi anume: protecţia gingivală, menţinerea raporturilor ocluzale şi refacerea zonei de contact cu dinţii vecini.

Coroanele provizorh metalice se confecţionează prin diferite procedee industriale (de obicei prin ambutisare). Ele pot fi din **aluminiu, staniu, argint** sau **alte aliaje.**

Coroanele ION ISO-Form (3M) pentru premolari şi molari se confecţionează dmtr-un **aliaj de staniu şi argint.** Sunt bine tolerate la nivel gingival, sunt **nongalvanice,** ductile. Se

adaptează uşor, prin decupare şi apoi prin presiune ocluzală. Se livrează în cofraje de 160 de piese.

Coroanele provizorii din aluminiu se livrează m cofraje de 100 bucăţi, în 22 de mărimi, de la 17 la38 mm.

Toate coroanele provizorii metalice se decupează cervical cu foarfeca şi se adaptează, de obicei, ocluzal sub simpla presiune a antagoniştilor. Se **fixează apoi provizoriu.**

Coroanele din aluminiu şi staniu-argint sunt indicate pentru dinţii posteriori. Ele se prezintă sub formă de cape cilindrice sau sub formă de coroane prefabricate mai elaborate, cu contur anatomic la nivelul suprafeţei ocluzale.

Capele din aluminiu sunt ieftine, dar impun modificări pentm obţinerea unui relief ocluzal şi axial acceptabil. Este mult mai eficient să utilizăm coroane preformate cu relief corespunzător zonei laterale maxilare, respectiv mandibulare. Trebuie acordată o atenţie deosebită evitării fracturii zonei marginale a coroanei metalice, mai ales atunci când conformarea se realizează sub forţa ocluzală a pacientului. Această problemă apare frecvent când coroana are un contur cervical redus.

Tehnica de lucru:

Se măsoară diametrul mezio-distal al dintelui preparat cu un şubler sau cu un compas şi se alege coroana cu diametrul cel mai apropiat.

0 coroană puţin mai largă sau mai îngustă se poate adapta cu ajutorul unui cleşte de contur pentm a obţine o adaptare corespunzătoare.

Se măsoară dimensiunea cervico-ocluzală şi se taie coroana cu o foarfecă, astfel încât să se extindă cu 1 mm spre apical de zona preparaţiei terminale. Marginea ascutită va fi rotunjită cu o piatră şi apoi finisată, astfel încât să nu traumatizeze marginea gingivală.

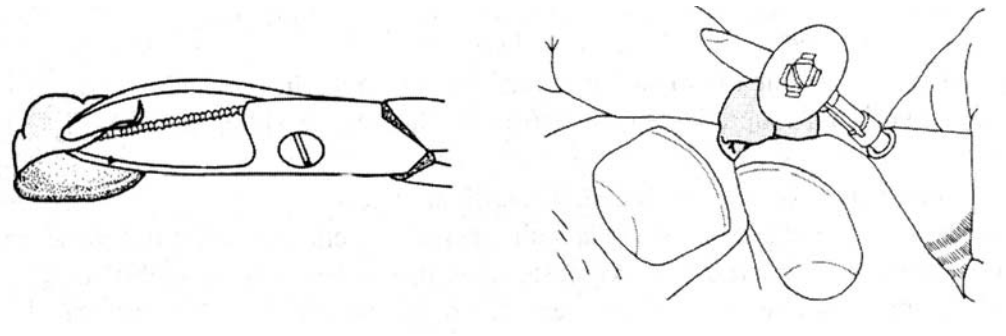


Fig. 13.12. Conformarea marginii gingivale arestaurării şi rotunjirea acesteia. (59)

Coroana este poziţionată pe dintele preparat şi se aplică o uşoară presiune pentm adaptare. Pacientul este invitat să ocludă cu o forţă moderată. Aluminiul moale trebuie să se deformeze până când pacientul ajunge cu arcadele în intercuspidare normală. Se vaselinează dintele preparat şi ţesuturile gingivale adiacente.

Răşina acrilică autopolimerizabilă se introduce m coroana metalică. Când suprafaţa râşinii devine mată, se plasează coroana pe dinte. Se indică pacientului să ocludă cu o fortă moderată. Se îndepărtează repede excesul de material, situat marginal.

Se mobilizează de câteva ori coroana de pe dinte, până când răşina are o consistenţă elasticâ. Inainte de priza finală, coroana se introduce în apă caldă. După aproximativ 5 minute, se marchează marginile şi se îndepărtează excesul. Se repoziţionează coroana pe bont şi se adaptează ocluzal atât cât este necesar. Restaurarea provizorie astfel obţinutâ se lustruieşte, se curâţă şi se fixează provizoriu.

Dacă suprafaţa proximală nu realizează contact cu dintele vecin se poate completa cu răşină autopolimerizabilă. Metalul trebuie iniţial prelucrat pentm ca suprafaţa mgoasă a acestuia sâ reţenţioneze răşina.

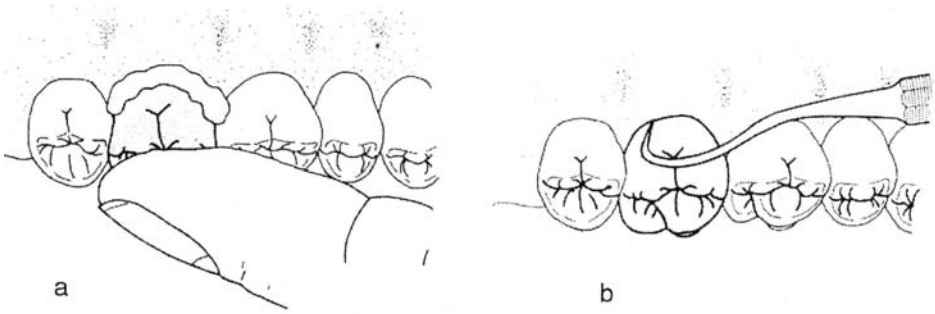


Fig. 13.13. a. Cimentarea provizorie a capei metalice; b. îndepârtarea excesului de ciment.

Coroanele din staniu-argint sunt conformate perfect ca design pentru dinţii din zona laterală.

Coroanele din nichel-crom se utilizează de obicei ca restaurări interimare la copii. Coroap^le nu se căptuşesc cu răşini, dar se taie şi se adaptează cu cleştele de contur pentru a se potrivi, fară a leza dintele. De asemenea, coroanele de **Cr-Ni** pot fi utilizate cu rezerve însă şi în cazul dinţilor permanenţi până la definitivarea restaurării de durată. Au rezistenţă crescută şi rigiditate, fiind astfel utilizate pentru **RPP** de lungă durată.

13.4.1. TEHNICA DIRECTA

Utilizând această tehnică, fazele de laborator sunt eliminate. Este o tehnică convenabilă atunci când laboratoml de tehnică dentară nu este m apropierea cabinetului. Tehnica directă prezintă o serie de dezavantaje şi anume:

a) potenţial crescut de traumatizare a ţesuturilor bucale în ţimpul polimerizării răşinii;

b) adaptare marginală deficitară.

Prin urmare, utilizarea tehnicii directe ca metodă de rutină este mai puţin indicată. Degajarea de căldură, uneori chiar peste 70°C rămâne unul din inconvenientele tehnicii directe.

Metoda directă se practică totuşi pentru **RPP** unidentare sau pentru restaurarea provizorie a edentaţiilor reduse, fiind mai avantajoasă din punct de vedere material.

Există mai multe tehnici de obţinere a **RPP** m cabinet. Ele diferă m funcţie de materialul folosit pentru realizarea conformatomlui (tiparul m care se toamă răşina din care se confecţionează restaurarea provizorie).

13.4.1.1. CONFORMATOARELE

Conformatoarele sunt mijloace auxiliare indispensabile m realizarea **RPP.** Ele s-au diversificat m ultimele decenii, uşurând activitatea medicului. Există două tipuri de conformatoare: **industriale** (prefabricate) şi **confecţionate în cabinet.**

Conformatoml reproduce în negativ forma dintelui înainte ca acesta sâ fie preparat, sau a coroanei dintelui modificatâ cu cearâ pe modelul de gips.

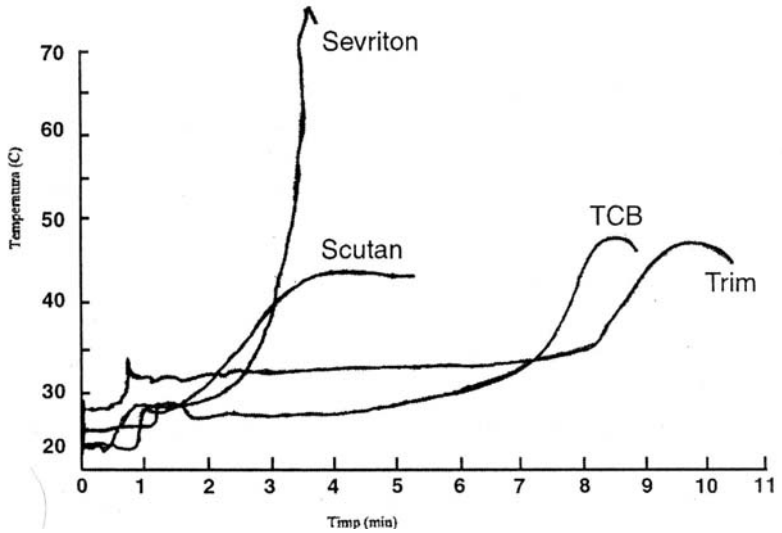


Fig. 13.14. Graficul indică reâcția exotermă în timp, pentru câteva materiale în condiții experimentale similare. într-o simulare experimentală au fost înregistrate temperaturi mai mari de 70°C la nivelul camerei pulpare a dinților preparați în Gazul tblosirii tehnicii directe.

Conformatorul - amprentă

Se poate obține din orice material elastic de amprentă. De obicei, amprentarea câmpului protetic se face în portamprentâ, cu hidrocoloid ireversibil sau silicon. In acest caz, amprenta reprezintâ conformatorul. Acesta va corespunde mai bine scopului propus dacă se secționează marginile subțiri ale amprentei (la nivel gingival şi interproximal).

Dintre materialele elastice utilizate sunt preferate cele cu consistență crescută (putty materials), pentru că nu necesită obligatoriu portamprentă şi pot fi răscroite uşor m forma dorită (fig. 13.15.). De asemenea, flexibilitatea **lor** facilitează dislocarea restaurării din conformator. Incapacitatea acestor materiale de a reproduce detaliile de finețe ale suprafețelor nu constituie un dezavantaj major.

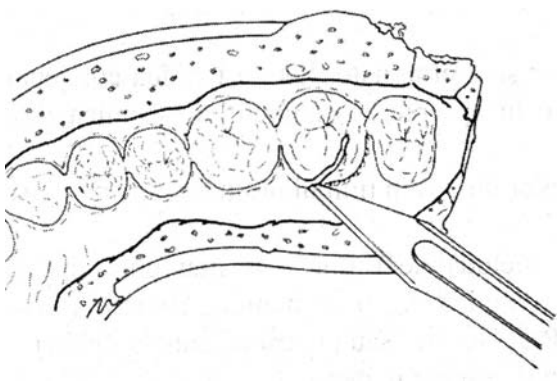


Fig. 13.15. Secționarea materialului de amprentâ corespunzător zonelor gingivale şi interproximale.

Conformatoarele din folii termoplastice

Foliile termoplastice se confectionează dm acetat de celuloză sau din polipropilenâ şi sunt disponibile m diferite forme, mărimi şi grosimi. Cele de 125xl25mm, cu o grosime de 0,5 mm sunt indicate m confecționarea restaurărilor provizorii. In general, este preferată polipropilena, deoarece se adaptează mai intim pemodel şi rezistâ mai bine lauzură(fig. 13.16.). Foliile se încălzesc şi se adaptează pe modelul de gips sub vid sau sub presiunea aerului când materialul este în stare plastică. Spre deosebire de alte conformatoare externe, foliile de propilenă au pereții subțiri şi transparenți. Aceste caracteristici reprezintă un avantaj în cazul când se utilizează tehnica directă de confectioanare a **RPP.** în Clinica de Protetică dentarâ din Timişoara există o experiență de peste zece ani de confecționare a conformatoarelor din plăci de Erkoflex, cu aparatele Erkoform-D şi/sau Erkopress, produse ale firmei ERKODENT.

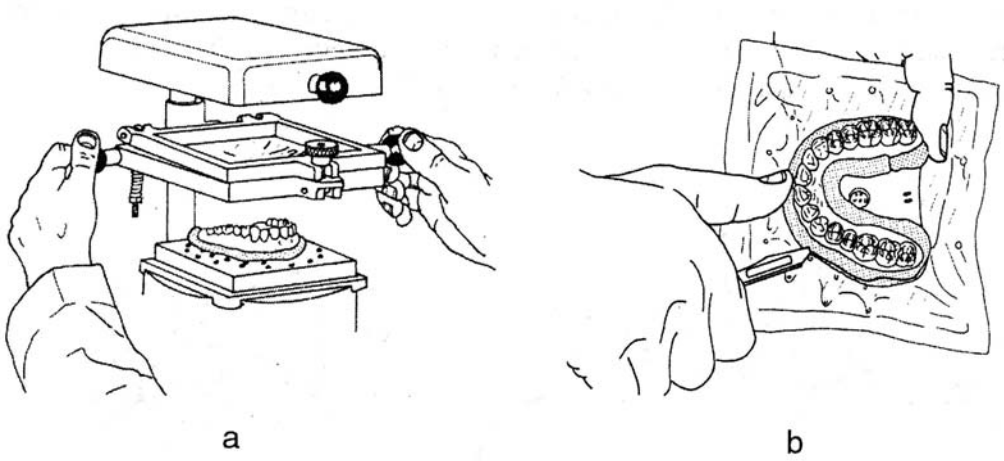


Fig. 13.16. a. Montarea foliei în aparatul de vid; b. Tăierea materialului plastic şi îndepărtarea conformatorului de pe model. (59)

După ce conformatoml din material termoplastic se umple cu răşmă, se aplică pe dintele preparât şi pacientul este invitat să ocludă. Se asigură astfel poziţionarea corectă a conformatorului pe câmp şi se reduce timpul necesar retuşurilor ocluzale ulterioare.

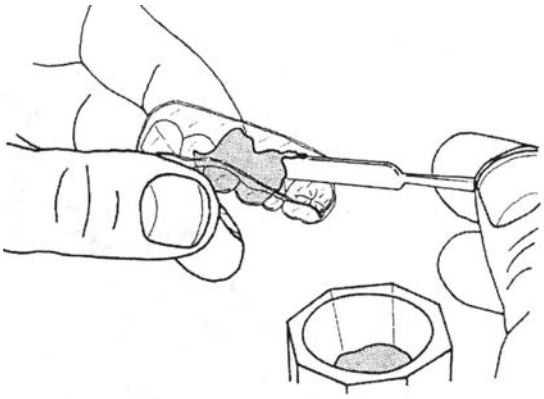


Fig. 13.17. Umplerea contbrmatorului cu răşină.

Conformatoarele din acetat de celuloză

Conformatoarele din acetat de celuloză sunt folosite pentru reconstituiri provizorii din **RA** sau **RDC,** utilizând tehnica directă. Adaptarea lor la dimensiunile dintelui preparat se face într-o manieră asemănâtoare celei descrise anterior.

Acetatul de celuloză este un material subţire, transparent, disponibil pentru toate formele de dinţi într-un număr mare de dimensiuni. Odată răşina polimerizată, acetatul de celuloză se desprinde de pe aceasta şi se aruncă. Pentru stabilirea contactelor proximale, se utilizează o altă răşină autopolimerizabilă. **Conformatoarele se găuresc cu o sondă dinspre înăuntru spre înafară, pentru a nu se crea lipsă de substanţă în material.**

13.4.1.2. ETAPE ÎN REALIZAREA RESTAURĂRILOR PROVIZORII PRIN TEHNICA DIRECTĂ

Realizarea **RPP** prin tehnica directă necesită într-o primă etapă obţinerea unui conformator. In cazul restaurărilor unidentare se poate folosi un conformator din acetat de celuloză, iar pentru restaurările protetice pluridentare acesta se obţine prin amprentarea câmpului protetic înainte de prepararea bonturilor (sau a modelului diagnostic), conformatoml fiind reprezentat de amprenta respectivă.

Este indicat ca amprentarea sa se faca cu materiale de consistenta crescuta evitand astfel incidentele ce pot aparea in urma deformarii amprentei. Excesul de material de amprenta este Tndepartat pentm a conferi o mai buna adaptare la repozitionarea amprentei pe campul protetic, iar pentm evitarea defectelor Tn viitoarea restaurare protetica se indeparteaza materialul de amprenta corespunzator spatiilorinterdentare (fig. 13.18.).

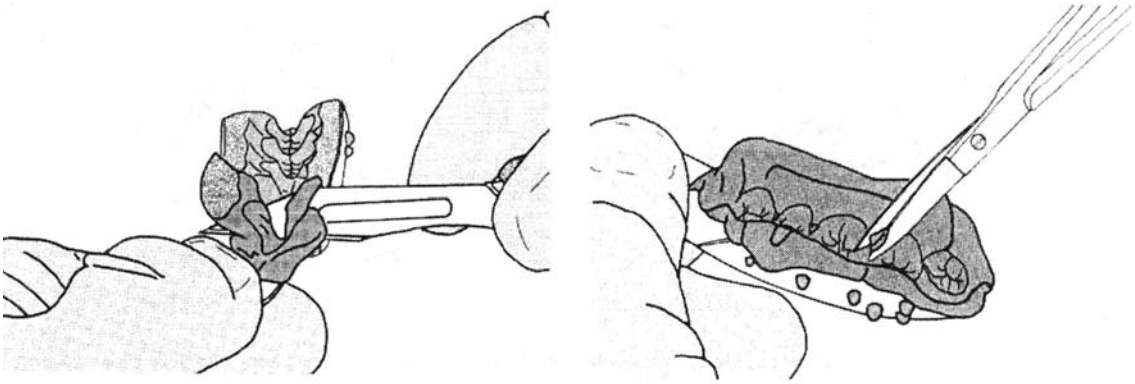


Fig. 13.18. Pregatirea conformatorului-amprenta pentru asigurarea rezistentei restaurarii provizorii. (59)

Pentru o mai buna adaptare a restaurarii provizorii este indicata realizarea unui sant m amprenta pe fetele vestibulare si orale corespunzatoare dintilor ce vor fi protezati. Dupa polimerizare excesul de rasina se va indeparta in etapa de finisare a restaurarii

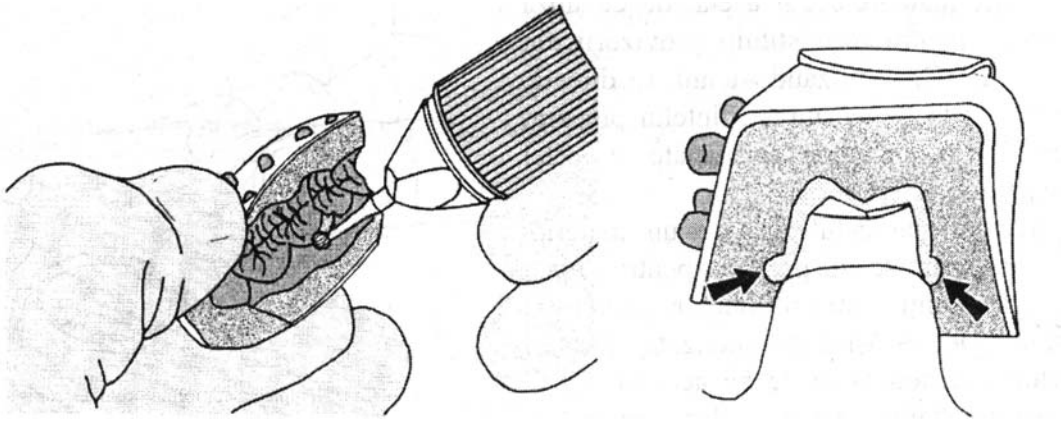
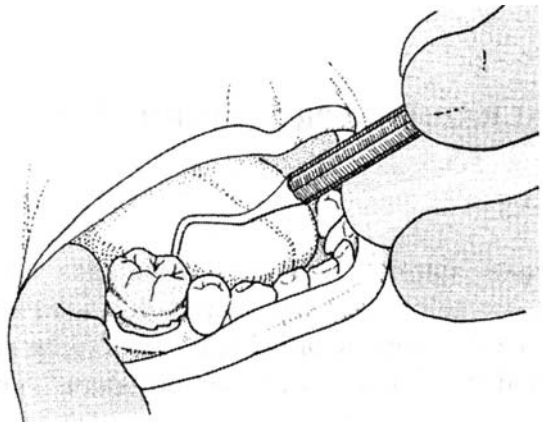


Fig. 13.19. Conformarea marginilor cervicale ale restaurarii provizorii (59).



Realizarea **RPP** prin tehnica directa necesita folosirea de rasini care m timpul polimerizarii degaja o cantitate de caldura cat mai redusa si nu prezinta efecte nocive asupra organului pulpar si a tesuturilor moi adiacente (Protemp 11 - ESPE).

In cazul folosirii conformatoarelor dm acetat de celuloza se pot utiliza gratie transparentei acestora si rasini fotopolimerizabile sau rasini dual.

Fig. 13.20. indepartarea, dupa polimerizare, a restaurarii provizorii de pe campul protetic (59).

Polimerizarea rasinii este urmata de conformarea marginilor gingivale ale restaurarii, verificarea adaptarii pe campul protetic, fmisare si fixare provizorie.

13.4.2. TEHNICA COMBINATA

Tehnica presupune realizarea unei **RPP** cu un perete initial foarte subtire (confectionarea **RPP** in laborator, Tnainte de prepararea dintelui). Se asigura un spatiu corespunzator intre preparatie si fata intema a protezei provizorii. Restaurarea provizorie confectionata clasic pe modelul diagnostic nu are o adaptare perfecta la dintii preparati. Ea va fi captusita ulterior direct in cavitatea bucala cu o ra§ina aditionala.

Avantaje:

a) Timp mat redus de lucru m cabinet. Majoritatea manoperelor se completeaza inainte de sosirea pacientului.

b) Mat putina caldura generata m cavitatea bucala, comparativ cu tehnica directa, deoarece cantitatea de ra§ina pentru captu§ire este mai mica.

c) Contactui dintre monomerul rezidual si tesuturile moi este minim.

Tehnica recunoaste ca prima etapa amprentarea intr-o sedinta anterioara celei m care se prepara bonturile campului protetic. Astfel partea extema a **RPP** este fmalizata in momentui realizarii preparatiilor dentare.

Se indeparteaza materialul de amprenta corespunzator santului gingival, realizand supradimensionarea marginii cervicale a restaurarii, crescand astfel rezistenta si adaptabilitatea acesteia.

Pe suprafata intema a amprentei se aplica monomerul (evitand excesele) in strat subtire, corespunzator dintilor ce vor fi restaurati, cu extindere pe gingia adiacenta.

Cu ajutorul unui pulverizator se poate aplica polimerul pe suprafata amprentei pana la absorbtia in totalitate a monomemlui (fig. 13.21.).

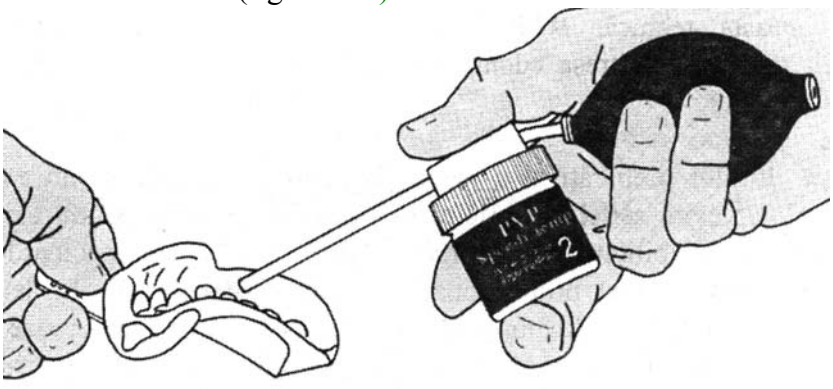
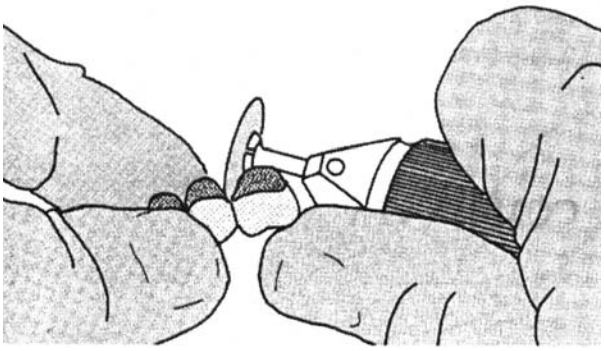


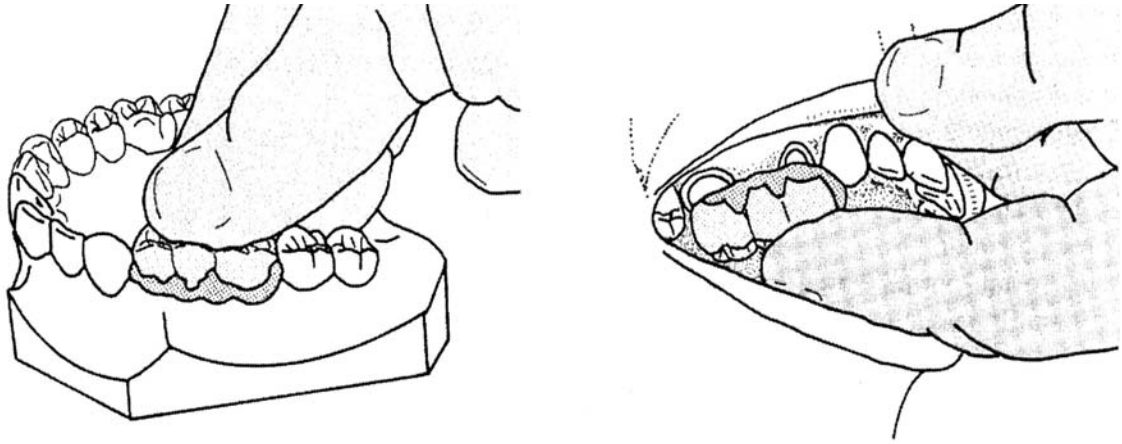
Fig. 13.21. Pulverizarea polimerului pe suprafa(a amprentei (59).



In urma polimerizarii, se indeparteaza excesul din zona marginala, conformand atat marginea gingivala a restaurarii cat si ambrazurile (fig. 13.22.). Dupa prepararea bonturilor se verifica adaptarea partii externe a **RPP,** apoi aceasta este umpluta cu rasina si inserata pe campul protetic.

Se asteapta polimerizarea stratului intern al rasinii, apoi restaurarea se indeparteaza de pe campul protetic, se elimina excesele de la nivel marginal, apoi restaurarea se fixeaza provizoriu.

Fig. 13.22, Conformarea ambrazurilor (59).



Fig, 13,23, Polimerizarea stratului intern al restaurarii si fixarea ei provizorie pe campul protetic (59).

13.4.3. TEHNICA INDIRECTA

Aplicand aceasta tehnica, **RPP** se confecţioneaza in afara cavităţii bucale. Se amprenteaza dintii preparaţi si bresa edentata si se toarna un model din gips pe care se va confecfiona **RPP.**

Avantaje:

a) Protecţia dinţilor preparaţi si a ţesuturilor adiacente, intrucat nu exista contact cu monomerul rezidual. Se evita astfel posibilele reacţii alergice. Exista studii care arata ca 20% dintre subiecţi prezinta sensibilitate la monomer. Riscul sensibilizarii pacienţilor care nu sunt alergici la monomer creste direct proportional cu frecvenţa expunerii. La pacienţii alergici, expunerea, chiar la o cantitate mica de monomer, poate genera ulcerăţii dureroase si stomatite.

b) Protecţia dinţilor preparaţi faţa de insultele mecanice din cursul polimerizarii acrilatului.

c) Adaptarea marginala a **RPP** polimerizate m contact cu modelul de gips este

semnificativ mai bună decât în cazul tehnicii directe, când polimerizarea se face în cavitatea bucală. Pe de o parte, contactul permanent cu modelul limitează contracția volumetrică din timpul polimerizărh, iar pe de altă parte este eliminată distorsionarea prin manipularea manuală a restaurării.

Tehnica indirectâ prezintâ cele mai puține riscuri pentru pacient.

Faze clinico-tehnice:

în cabinet:

1. După stabilirea culorii şi prepararea dinților, se alege o lingură de amprentă pentru hidrocoloidul ireversibil. Poate fi indicată şi o amprentâ segmentarâ, care să cuprindâ şi dinții adiacenți, vecini dinților stâlpi.

2. Lârgirea temporară a şanțului gingival şi evidențierea zonei preparației terminale.

3. Realizarea amprentei cu hidrocoloid ireversibil.

4. Tumarea modelului de câtre medic sau asistentă. în această perioadă, se pot efectua alte faze clinice ale protezării, cum ar fi amprenta finală în vederea confecționării protezei fixe de durată.

în laborator:

1. Se toamâ modelul de gips.

2. După demularea amprentei, se secționează modelul astfel încât să se potrivească conformatorul, confecționat anterior din folie transparentâ sau prin supraamprentarea modelului diagnostic.

3. Se izolează modelul.

4. După uscare, se marchează zona terminală cu un creion. Uscarea se poate accelera folosind unjet uşor de aer.

5. Umplerea conformatorului cu râşinâ se face sistematic, începând de la un capât şi terminând cu celălalt (fig. 13.25.). Pentru a evita incluziunile de aer se menține tot timpul contactul pereților seringii cu râşina. Conformatorul astfel umplut cu răşinâ se aplicâ pe model şi se menține în contact cât mai intim cu

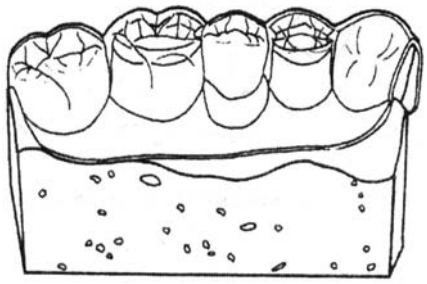


Fig. 13.24, Secționarea modelului (59).

acesta. Ansamblul, m funcție de tipul râşinii utilizate (foto sau autopolimerizabilă), se introduce fie m incinta de fotopolimerizare, fie în apâ caldâ (40 °C), sub presiune (0.15Mpa), presiunea reducând riscul apariției porozităților în răşinâ.

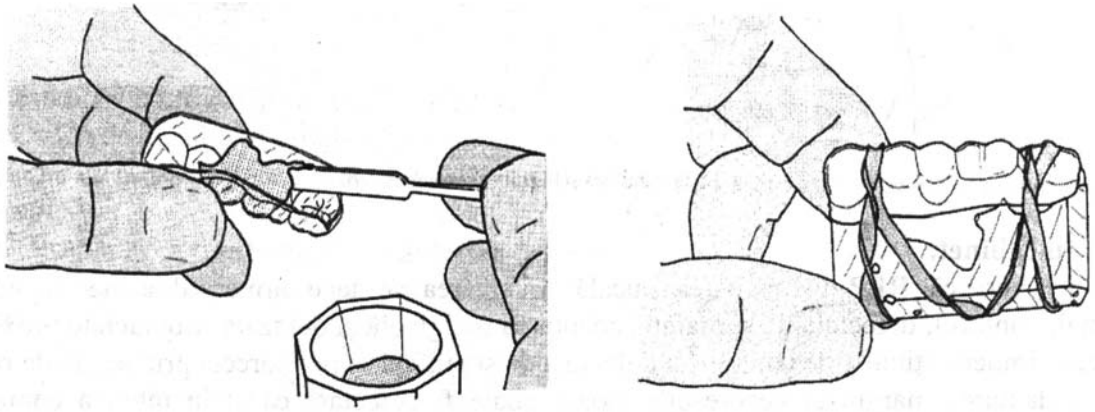


Fig. 13.25. Umplerea conformatorului cu răşină şi fixarea modelului în conformator (59).

6. Se separâ conformatorul de rășina polimerizată. De obicei, rășina rămâne atașatâ de suprafața modelului. Dacă nu se poate îndepărta, modelul se poate secționa cu un disc de carbomnd.

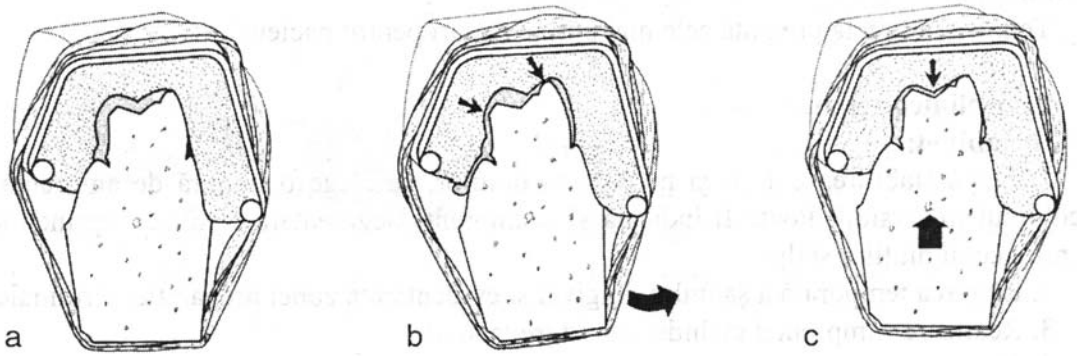
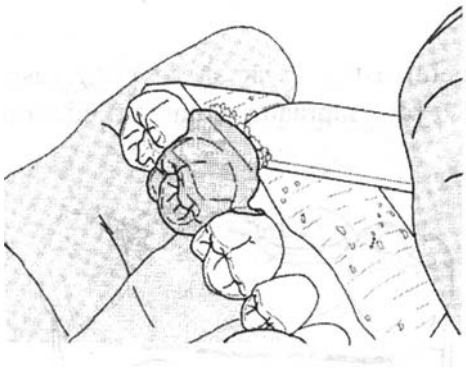


Fig. 13.26. Poziționarea modelului în conformator: a. poziționare corectâ; b. pozitionarea excentrică duce la obținerea unei reîtaurâri ddicitare;c. poziționare incorectâ, prea profundă a modelului (59).



7. Se secționează şi se înlăturâ zona de model corespunzătoare intermediarilor.

8. Excesul de rășină se îndepărteazâ cu o frezâ de acrilat şi cu un disc de hârtie. Pentru o secționare cât mai exactâ se poate trasa în prealabil conturul restaurării cu un creion.

9. Conformarea zonei intermediarilor se face conform design-ului propriu.

10. Se fmiseazâ restaurarea provizorie cu puf, îmbibat cu pastă pentru fmisat rășina, se spală şi se usucă (fig. 13.28.).

Fig. 1328. Finisarea şi lustruirearestaurării (59).

în cabinet:

Se verifică **RPP** m cavitatea bucală. Evaluarea se face urmârind ariile de contact proximal, conturul, defectele de suprafață, adaptarea marginală şi ocluzală. Contactele proximale deficitare, imperfecțiunile de contur sau defectele de suprafață se pot corecta prin adiție de rășină.

Adaptarea marginalâ necorespunzătoare poate fi corectată ca şi m tehnica combinată direct-indirectă.

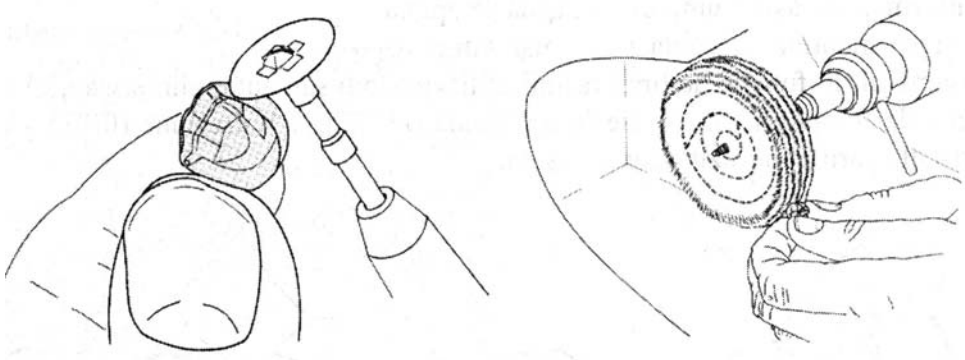


Fig. 13.27. Indepârtarea restaurării provizorii de pe model (59).

13.4.4. DISPOZITIVE CORONO - RADICULARE PROVIZORII

DCR provizorii se confecţioneaza, de obicei, dintr-un miez de sârmă acoperit de un polimer, dar există şi **DCR-uri** provizorii prefabricate. -m nc-

Tehnica de confecţionare:

Se plasează un segment de sârmâ, cu diametrul de 0,8-1,2 mm, în lăcaşul creat pentru **DCR.** Acesta nu trebuie fortat în canal, iar pentru conformarea corespunzâtoare se poate folosi o piatră montată. Se marchează sârma cu un creion la dimensinea corespunzătoare a **DCR-ului.** După aceea, la capătul ocluzal se face o buclă, cu ajutoml unui cleşte. Se vaselinează dinţii şi ţesuturile din jur. Canalul se poate vaselina sau pereţii lui acoperiţi cu ulei de parafină cu un con de hârtie.

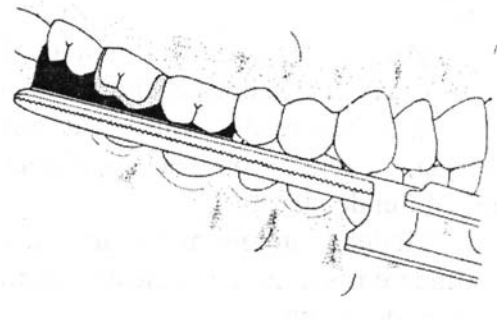


Fig. 13.29. Verificarea ocluziei. (59)

Suprafaţa extemă a sârmei se acoperă complet cu râşină (se recomanda polimetil-metacrilat). Când răşina dobândeşte o consistenţă corespunzătoare (nu curge) se introduce în canal şi se aşteaptă până când începe să se întărească. Se îndepărtează dispozitivul din sârmă acoperit cu răşină atunci când aceasta din urmă a dobândit consistenţa elastică (după aprox. 2-2,5 minute).

Monitorizarea polimerizării se face bn atenţie. Dacă răşina ajunge să fie rigidă, se poate bloca în canal, îndepârtarea ei necesitând pierdere de timp şi risc de fractură pentru dinte. De obicei, se îndepărtează din canal înainte de priza defînitivă şi se introduce în apâ caldă. In timpul cât se află în cavitatea bucală se mobilizează continuu.

Se marchează marginea cu un creion şi se îndepărteazâ surplusul cu ajutorul unui disc. Se verifică adaptarea în cavitatea bucală. Se finisează şi se fixează provizoriu.

13.4.5. RESTAURARI PROVIZORII CU SCHELET METALIC DIN ALIAJE NENOBILE

Restaurările provizorii de lungă durată pot fi confecţionate şi cu schelet metalic, folosind aliaje de Cr-Co de genul Remanium CD, Dentaumm, Rexillium etc.

Etape de lucrupentru confecţionarea unei RPP de lungâ duratâ cu schelet metalic din aliaj nenobil

I. Prepararea bonturilor în cavitatea bucală.

II. Amprenta de arcadă a câmpului protetic. Amprenta cu alginat a antagoniştilor.

III. Confecţionarea modelului:

1. Tumarea modelului cu bont mobil din ghips tip IV (Fujirock , **GC** Dental Intemational, D-Hofheim), montarea în articulator, modelarea machetei din ceară, confecţionarea unei chei siliconice peste machetă.

Dacă în cursul tratamentului preprotetic nu au survenit modificări semnificative ale țesuturilor dentare şi parodontale, o cheie din silicon poate fi utilizată pentru a transfera pe modelul cu bont mobil macheta din ceară modelatâ în faza diagnostică. în cazul unor schimbâri importante ale raportului dinte - țesuturi gingivale, macheta din ceară va fi adaptată noii situații. Ideală este aplicarea de ceară pe scheletul metalic şi confecționarea unei chei din silicon peste acesta.

Macheta din cearâ va fi reprodusă din **RA** cu ajutorul cheii (negativul formei).

Se realizează două chei din silicon:

a) o cheie redusă pentru conformarea scheletului;

b) o cheie completâ, sprijinitâ pe gingie şi pe dinții restanți pentru conformarea materialului de placare.

Modelul cu bont mobil nu este necesar m cazul RP unitare şi al protezelor parțiale fixe de întindere mare. Este suficientă tumarea unor bonturi preparate înainte de tumarea celui de-al doilea model complet.

2. Tumarea celui de-al doilea model din ghips dur (tip III).

3. Tumarea modelului dinților antagonişti din ghips extradur (tip IV). **IV. Modelarea şi turnarea capelor şi a scheletului metalic:**

- La restaurârile unitare şi la protezele parțiale fixe cu doi dinți stâlpi confecționarea scheletului presupune îndepârtarea machetei de pe model şi ambalarea sa.

- în cazul protezelor parțiale fixe cu patru sau mai mulți dinți stâlpi, confecționarea scheletului implică, de obicei, realizarea unui model duplicat. Confecționarea capelor:

- Pe bont se aplică circa trei straturi de lac, care mențin un anumit spațiu. Grosimea totalâ a straturilor este de 30 *yim.* Lacul nu acoperă 1,5 mm spre coronar de zona terminală a bontului.

- Grosimea minimâ a capelor din ceară va fi de 0,3-0,4

- Grosimea capelor din cearâ se verificâ cu atenție cu un micrometru. Straturi de cearâ prea subțiri, care rezultâ prin încălzirea exageratâ a cerii de imersie, nu pot fi tumate cu precizie. Ele se îngroaşă la nevoie. în schimb, tumăturile prea groase, care rezultâ atunci când ceara de imersie a fost prea rece, vor fi prelucrate ulterior cu mare dificultate.

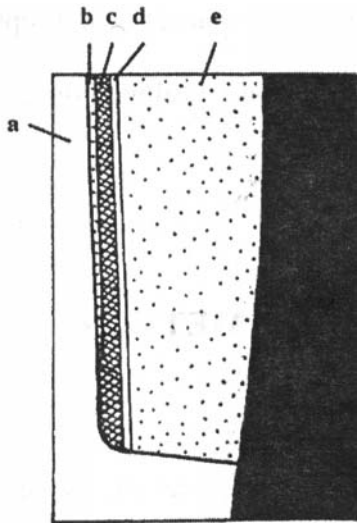


Fig. 13.30. La restaurarea provizorie de lungă durată consolidată cu schelet metalic, capa metalică acoperă suprafața axială a bontului pâna la nivelul pragului, Pragul va fi acoperit numai de acrilat: a. bont; b. lacul separator; c. schelet metalic; d. opaker;e. material de placare.

- în cazul RP de lungă durată, capa din ceară nu va ajunge şi nu va acoperi pragul sau chanfreinul. Adaptarea marginalâ finală a restaurării va fi realizatâ din.acrilat şi nu din metal(fig. 13.30.).

Modelarea scheletului:

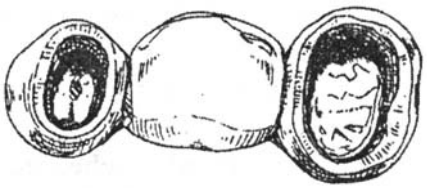
- Spre deosebire de restaurările metaloceramice, scheletul încorporat în **RPP** nu are decât rolul de consolidare a restaurârii pentru evitarea fracturilor (fig. 13.31.).

- Elementele de agregare sunt unite printr-un canal de tumare cu diametrul de 2 mm. Metalul nu va fi vizibil pe suprafața mucozalâ a intermediarilor restaurârii provizorii cu schelet metalic dacâ închiderea marginală a elementelor de agregare se realizează în acrilat.

Excepție: Modelarea scheletului metalic m cazul dinților premolarizați sau cu amputații radiculare presupune realizarea unei **colerete metalice late de 2 mm.** Zona terminală a bonturilor va fi preparată tangențial. în treimea cervicală a scheletului se conformează 3-4 caneluri verticale lungi de 3-4 mm. Acestea facilitează îndepârtarea restaurării provizorii cu ajutorul unei pense hemostatice, fără prejudicierea materialului de placare. Scheletul intermediarilor va avea suprafața mucozalâ convexă şi ambrazuri cervicale suficient de largi pentru a permite accesul periuțelor de igienizare a spațiilor interdentare. oîuecr

V. Aplicarea canalelor de turnare, ambalarea şi turnarea din aliaje nenobile:

- Capele unitare vor fi prevăzute cu un canal de tumare aplicat pe suprafața ocluzală (cu diametrul de 3-4 mm; fixat direct);
- Marginea capelor va fi orientată în direcția zonelor preferate;
- Direcția de centrifugare se marchează pe conul de tumare;
- Se vor folosi numai inele (mufe) de mârimea 3 sau mai mari;
- Ambalarea se realizează cu o masă de ambalat corespunzâtoare pentru tehnica de tumare a aliajelor nenobile. Aceasta trebuie sâ prezinte o expansiune suficientă, pentru a compensa contracția aliajului utilizat;



Fig, 13.31. Restaurarea provizorie de lungă durată, consolidatâ cu metal. Pe prag se sprijină doar acrilatul.

- Timpii de preîncălzire sunt foarte importanți: câte o oră la 280° şi la 580°.

- Tumarea se realizează după indicațiile fabricantului, de preferat într-un aparat de tumare prin inducție.

VI. Adaptarea scheletului presupune manopere obişnuite:

1. Eliminarea surplusurilor (perlelor) din cursul tumării (cu o freză globulară, sub lupă);
2. Adaptarea de finețe cu ajutorul unor indicatori colorați (de exemplu, Okkluspray sau Hager&Werken);
3. Zonele de interferență se elimină punctat cu o freză globularâ extradură. **Important la proba scheletului:** Se va evita ruperea bonturilor de pe modelul de lucru, fapt ce se petrece atât de des în laboratoarele noastre.

Scheletele fără margini metalice se inserâ corect până la nivelul pragului (fig.13.32.).

VII. Modelarea materialului de placare se realizează cu ajutorul cheii siliconice (la fel ca **RPP** fără schelet, confecționate m laborator).

- Umezirea şi izolarea modelului;
- Cheia din silicon luată după macheta din ceară se aplică pe modelul din ghips dur. Poziționarea corectă a cheii este necesară atunci când pe model este inserat şi scheletul metalic.

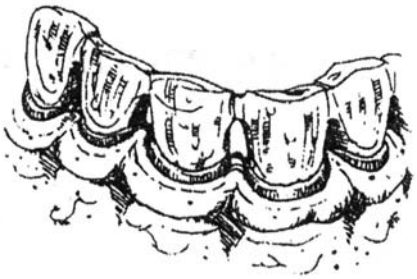


Fig. 13.32. Scheletul din aliaj metalic nenobil aplicat pe un model fără bont mobil. Pragul va fi acoperit cu acrilat, nu cu metal.

VIII. Legâtura placaj acrilic-schelet:

- Pentru a obține o legâtură putemică între schelet şi materialul de placare se foloseşte un sistem de silanizare (de exemplu Rocatec®, Espe, D-Seefeld). în caz contrar se impune modelarea unor retenții mecanice la nivelul scheletului metalic;
- Se aplică un opaker de culoare corespunzâtoare;

- Scheletul se fixează pe modelul din ghips dur izolat (de exemplu cu un adeziv pe bază **de** ciano-acrilat).

- Finisarea acrilatului se realizează ca la **RPP** de lungâ durată fară schelet metalic confecționate în laborator.

Confecționarea scheletului pe model duplicat:

- în cazul **RPP** fixe cu mai mult de patru dinți stâlpi, confecționarea scheletului presupune ambalarea pe un model din masă de ambalat. Se confecționează trei modele (prin tumări succesive ale amprentelor):

Fig. 13.33. Macheta din ceară aplicată pe modelul din masă de ambalat. Canalele de turnare sunt unite printr-un con de turnare. Modelul se fixează pe placa de bază a inelului (mufei).

- model cu bonturi mobile (modelul 1);

- model de lucru cu bonturi fixe (pentru a fi montat în articulator);

- model duplicat (din masă de ambalat). Duplicarea modelului de lucru se face după aplicarea a trei straturi de lac pe bonturi. Amprenta de duplicare se umple cu masă de ambalat adecvatâ aliajului de tumare.

- Capele se confecționează prin imersie în ceară pe bonturile mobile (modelul 1). Ele se transferă pe modelul din masă de ambalat. în zona cervicală a capelor se aplică ceară. Se realizează modelarea unui schelet subțire al intermediarilor. Se reduce astfel la minimum contracția metalului la răcirea topiturii şi consecutiv deformările.

- Canalele de tumare se unesc într-un con de tumare (fig. 13.33.)

- Preîncâlzirea, tumarea şi adaptarea se realizează ca la restaurările unitare şi la **RPF** cu două elemente. Verificarea adaptării **RPF** m cele trei sfere se face pe modelul de lucru cu bonturi fixe.

13.4.6. PROTEZE PARȚIALE MOBILIZABILE PROVIZORII

Dacă până la inserarea unei restaurări fixe noi se impune realizarea uneia provizorii, în condițiile existenței unei restaurări hibride, compozite (fixă-mobilizabilă), există diferite posibilități, în funcție de cazul clinic:

• Dacă rezorbția crestei alveolare s-a înalizat:

- se indică căptuşirea protezelor vechi existente m regiunea crestelor alveolare reziduale

• La scurtarea dinților pentru o proteză hibridă:

^- dinții stâlpi vor fi protejați cu ajutoml unei **RPP** de substituție din **RA** sau **RDC;**

- după amprentarea dintilor stâlpi se confecționează pe model o restaurare provizorie de substituție din aliaj metalic nenobil;

- şeile protezelor parțiale mobilizabile se completează m regiunea m care s-au scurtat dinții;

- atunci când nu există proteză mobilizabilă, modelele de studiu se montează în articulator, se secționează dinții respectivi de pe model şi se confecționează o proteză imediată. • **După extracția dinților:** „.

- căptuşirea provizorie pentm readaptarea restaurării existerife (şei din **RA,** respectiv ditfți artificiali) (tabelul 13.8. şi 13.9.);

- adâugarea unor croşete din sârmâ la restaurarea veche existentă;

- m cazul unei **PPM** ancorate cu coroane telescopate: umplerea componentelor externe de agregare cu acrilat corespunzător dinților extraşi;

- confecționarea unei proteze de tranziție.

Proteza de tranziție este reprezentată de **RPM** clasică atunci când se extrag mai mulți dinti. Aceste proteze provizorii pot fi confecționate înainte sau după extracția dinților (pre- sau postchirurgical) şi vor fi purtate până la inserarea protezei definitive. In cazul unei realizări preextracționale se poate vorbi şi despre o protează imediatâ.

Tabelul 13.8.

Căptuşirea (optimizarea) directă a unei proteze existente

Clinic	Laborator
Marginea şi suprafața mucozală a protezei se asperizează. Zonele retentive se elimină prin şlefuire. Amprenta pentru căptuşire (de exemplu, margini din Kerr şi pastă de ZOE sau siliconi).	
	Ambalarea protezei m chiuvetă cu manşetă de silicon. Indepărtarea masei de ambalat, îndepărtarea unui strat din acrilatul vechi din zona care va fi căptuşită. Inchiderea chiuvetei. Polimerizarea în vasul cu presiune (15 minute la 2 bari). 7-Dezambalare. Prelucrarea şi lustruirea protezei.
Inserarea în cavitatea bucală a protezei optimizate.	

Tabelul 13.9.

Completarea protezei existente

Clinic	Laborator
Amprentarea câmpului protetic cu proteza pe el, cu o portamprentâ şi alginat.	
	Turnarea modelului din ghips dur. Montarea dinților în ceară (machetarea). Confecționarea unei chei de gips. îndepărtarea cheii şi a dinților, îndepârtarea cerii, aplicarea dinților în cheia de gips (se fixează cu ceară de lipit)
	La protezele scheletate: . Sudarea retențiilor la schelet
	Fixarea cheii de gips pe model cu cearâ de lipit Introducerea de răşină acrilică autopolimerizabilă între cheia de gips şi proteză . Priză în vasul cu presiune (15 minute la 2 bari) îndepărtarea cheii de gips, prelucrarea şi lustruirea protezei.
Inserarea în cavitatea bucală a protezei optimizate.	

Tabelul3.10.

Etapele clinico-tehnice la confecționarea unei proteze de tranziție

Clinic	Laborator
Amprenta cu alginat (cu antagonişti) Alegerea culorii dinților artificiali, eventual determinarea relațiilor intermaxilare. Alegerea dinților pe care se vor aplica croşete	
	Confecționarea modelului, montarea modelelor în articulator (semiadaptabil), eventual ocluzor. (în cazul unei proteze imediate se secționează de pe model dinții care vor fi extraşi). Depistarea şi folierea zonelor retentive (paralelometru) ; îndoirea şi fixarea croşetelor. Confecționarea machetei cu dinți. Transpunerea în ceară prin tehnica chiuvetei sau a cheii de gips, dezambalarea, prelucrarea şi lustruirea protezei imediate.
Extracția dinților afectați, inserarea protezei imediate, controale periodice, eventual reoptimizări.	

Protezele mobilizabile de tranziție se ancorează la dinții restanți cu croşete din sârmă confecționate manual (oțel dur V2A de 0,8mm diametm). Se pot utiliza şi elemente prefabricate de tipul croşetelor în cruce sau în I. în cazul croştelor din sârmă există mai multe forme pe secțiune (fig. 13.34.), cârora le revin anumite funcții (tabelul 13.11.). Pentru a preveni înfundarea unei proteze de tranziție, croşetele din sârmă pot fi prevăzute cu un pinten ocluzal care se sprijină pe dinte.

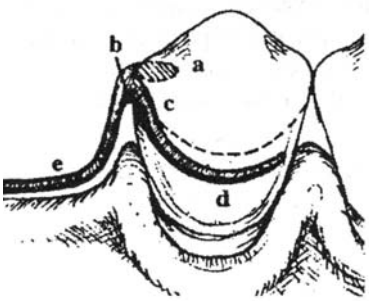


Fig. Î3.34. Diferite forme pe secțiune ale croşetelor din sârmâ: a. Sprijin dentar prin pinten ocluzal; b. Corpul (umărul) croşetului; c. Brațul superior al croşetului; d. Brațul inferior al croşetului; e. Prelungirea croşetului.

Croşetele din sârmâ pentru protezele de tranziție pot fi împărțite astfel:

• Croşete fără pinten ocluzal = croşete de retenție

1. Care acționează pe o singură față a dintelui (de exemplu pe cea vestibulară). Exemple:

- croşet cu un singur braț (croşet m C sau m L);
- croşet cu arc dublu (unilateral);
- croşete cervicale (croşetul în I).

Croşetele care acționează pe o singură față a dintelui trebuie să posede un element opozant, care m general este baza protezei. Proteza de tranziție trebuie decupată în regiunea marginii gingivale, pentru a evita traumatizarea acesteia.

2. Care acționează pe două suprafețe ale dintelui

- croşet dublu (croşet m C);
- croşet cu arc dublu (bilateral) == croşet cu braț m extensie.
- **Croşete cu pinten ocluzal** = croşete de retenție şi de sprijin. ; Exemple:
- croşetul în E (croşet cu braț dublu şi cu localizare în apropierea şeii = croşet cu trei brațe);

- croşet în G (croşet cu braţ dublu şi cu localizare la distanţă de şa);
- croşetul Jackson (croşetul în 0); - >
- croşetul cu buton (ancorâ în formă de buton).

Tabelüll3.ll. Componentele unui croşet din sârmă confecţionat manual, localizarea lor pe dinte şi funcţia pe care o îndeplinesc.

Componenta croşetului	Localizare pe dinte	Funcţie
Pinten	Orizontal pe suprafaţa ocluzală	Sprijin parodontal (se opune fortelor de presiune-înfundare)
Corp (umăr)	La ecuatorul protetic	Menţinere şi stabilitate (se opune fortelor orizontale)
Braţ superior	Intersectează ecuatorul protetic	Menţinere şi stabilitate (se opune forţelor orizontale)
Braţ inferior	In zonă retentivă, la cel puţin Imm de marginea gingivală	Funcţie de retenţie (se opune fortelor de tracţiune-desprindere)
Prelungirea croşetului	Pe mijlocul crestei alveolare ! reziduale, la o distanţă de cel puţin Immdemucoasă	Fixează croşetul în acrilatul protezei (rezistenţă)

. **Avantajele croşetelor din sârmă:**

- preţ de cost redus;
- uşor de confecţionat şi adaptat;
- contactul punctiform sau liniar al croşetului din sârmă cu dintele stâlp are un risc mai redus de apariţie a cariei decât contactul m suprafaţă al croşetelor tumate;
- oferă un aspect estetic mai bun decât croşetele turnate. **Dezavantajele croşetelor din sârmă:**
- se deformează (sunt foarte elastice) repede şi nu au stabilitate (în special la solicitările orizontale);
- adaptare insufîcientă;
- încercuire insuficientă a dintelui;
- m timp, traumatizează parodonţiul marginal prin înfundarea protezei;
- prin „activarea" incorectă a braţelelor croşetului se exercită forţe necontrolabile asupra dintelui.

Dezavantajele amintite trebuie luate m considerare. La o utilizare medie de 6-9 luni a protezei de tranziţie şi la şedinţe de control lunare, de obicei nu se depistează afectarea gravă a dinţilor, parodonţiului sau a crestei alveolare reziduale.

13.5. RESTAURĂRI PROTETICE PROVIZORII IMEDIATE

Protezările provizorii imediate (RPI) se referă la plasarea protezei provizorii pe câmpul protetic, m aceeaşi şedinţă în care s-a efectuat extracţia dinţilor compromişi şi prepararea dinţilor stâlpi.

13.5.1. CLASIFICARE

Restaurările protetice provizorii imediate pot fi dasiîîcate **m funcție de agregarea la dinții stâlpi** în:

- RPI fixate la dinții stâlpi (în această categorie intră şi vechea proteză fixă după ce a fost secționată şi căptuşită cu **RA** autopolimerizabilă);

- RPI cu agregare adezivâ la dinții stâlpi;

- RPI ancorate la dinții stâlpi cu croşete de sârmâ, de tipul protezei parțiale acrilice. 0 altă clasificare a **RPP** imediate ține cont de **materialul din care sunt confecționa^i intermediarii protezei, şi anume:**

- intermediari din acrilat autopolimerizabil (pe baza unei chei din alginat);
- intermediari - coroane din policarbonat;
- intermediari - dinți de proteză;
- intermediari - dinții naturali extraşi.

13.5.2. PROCEDEE DE CONFECTIONARE

Proteza parțialâ acrilică provizorie

Este una dintre **RPI** mai puțin folosite m prezent, deoarece implică şi laboratoml de tehnică dentarâ, deci timpul de lucru este mai lung. Un alt aspect care o face mai puțin preferată de către pacient este cel legat de mobilitate şi de aspectul inestetic al croşetelor de sârmă.

Acest tip de **RPI** prezintâ totuşi şi o serie de avantaje:

- igienizare foarte bună;
- favorizează vindecarea plăgii postextracționale şi conformarea corespunzătoare a crestei reziduale (cu atât mai mult cu cât dispunem de posibilitatea reoptimizârii cu materiale reziliente).

Proteza fixă provizorie imediată

Este tipul de restaurare provizorie imediată cel mai acceptat de pacient (asigură confort prin fixarea la dinții stâlpi), şi de către medic (nu implică participarea laboratomlui de tehnicâ dentară, deci timpul de lucru este mai redus, iar prețul de cost mai scâzut).

Proteză fixă provizorie imediată confecționată pe baza unui conformator

De cele mai multe ori, conformatorul este amprenta luatâ cu un hidrocoloid ireversibil, înainte de prepararea dinților stâlpi şi extracția dinților compromişi. Amprenta se păstrează m mediu umed până la definitivarea fazei clinice (prepararea dinților stâlpi şi extracții), după care va servi drept suport răşinii din care se confecționează **RPP** (vezi tehnica directâ).

Atunci când dispunem de serviciile unui laborator de tehnică dentară, conformatorul se poate confecționa din folie de propilenă, pe modelul diagnostic. După şlefuirea dinților stâlpi şi extracția celor compromişi, se umple conformatorul cu răşinâ acrilică autopolimerizabilâ, aplicând tehnica directă.

Indiferent de metoda aleasă, se impune protecția plăgii postextracționale (de exemplu, cu produsul Burlew Dryfoil- Jelenko).

Proteză îxâ provizorie imediată confecționată în cabinet

Inițial, această metodă de confecționare a **RPI** consta m sculptarea dinților într-un bloc dm acrilat şi era rezervată medicilor stomatologi cu mai multă îndemânare.

Există şi alte posibilități de confecționare a restaurărilor provizorii imediate m cabinet. De exemplu, Christensen descrie o metodâ de confecționare a restaurărilor provizorii imediate în care foloseşte ca intermediari coroane de policarbonat (3M Dental), pe care le încorporează în rășina din care se realizează proteza. Jacobs, Martin şi Kinsel descriu o metodă în care utilizează ca intermediari dinți de proteză.

Metodele enumerate mai sus nii necesită şlefuirea dinților stâlpi şi se realizează în cabinet. Agregarea restaurărilor provizorii în acest caz este de tip adeziv.

Kachavi recomandă efectuarea unor șanțuri pe fața linguală a dinților de proteză şi a unor cavități pe fețele proximale ale dinților naturali ce delimitează breșa edentată (eventuale cavități carioase). Fixarea acestor tipuri de **RPP** se face cu ciment compozit.

Marele dezavantaj al acestor procedee este rezistența relativ mică a **RDC,** mai ales dacă dinții stâlpi au şi un oarecare grad de mobilitate.

Prin urmare, tehnicile descrise mai sus intră în categoria **restaurărilor protetice provizorii de scurtâ durată.**

Atunci când sunt necesare extracții multiple care trebuiesc planificate în mai multe ședințe, se impune confecționarea unei **RPP** care să reziste o perioadă mai lungă de timp. 0 astfel de restaurare poate fi confecționată din râşină acrilică armatâ cu fire de sârmă, intermediarii fiind dinți de proteză.

Tehnica de lucru cuprinde următoarele faze:

- în prima şedințâ, se amprentează ambele arcade cu hidrocoloid ireversibil, se toamă modelul şi se aleg dinții artificiali corespunzători. Se radiază de pe model dinții care vor fi extraşi. Dinții artificiali care vor reface breșa edentată se solidarizează 'cu râşinâ fotopolimerizabilă, de exemplu: „Triad denture base acrylic resin" (Dentsplay). Pentru o mai bună retenție, se practică şanțuri atât la nivelul dinților artificiali cât şi la nivelul dinților limitanți, în care se plasează sârmă ortodontică (cu dimetrul de 0,32 mm), peste care se aplică răşină de culoare corespunzătoare;

- în a doua şedință, se extrag dinții compromişi şi se prepară şanțurile de retenție pe dinții limitanți breşei edentate (oral sau vestibular, m funcție de situația clinică). Se solidarizează dinții artificiali astfel încât sârma sâ se aplice în lăcaşurile create pe dinții stâlpi şi se fixează cu **RDC.**

Acest tip de **RPP** prezintă două avantaje: prepararea minimă a dinților stâlpi şi o rezistență crescută. Prin urmare, oferă posibilitatea refacerii provizorii de mai lungă durată a unor breşe edentate mai extinse. Dintre dezavantaje, amintim necesitatea a cel puțin două şedințe de tratament.

Barkmeear şi Portera utilizează pentru intermediari dinții naturali extraşi, subliniind importanța aspectului „natural". Tehnicile celor doi autori sunt similare. Intr-o primă etapă se amprentează situația inițială a pacientului. Se confecționează o matrice preextracționalâ din gips, polivinil siloxan sau **RA,** care, ulterior, va servi drept ghid pentru poziționarea dinților extraşi în proteza provizorie. Se extrag dinții, se secționează coroanele pe model astfel încât acesta să corespundă noii situații şi se solidarizează cu o **RDC** corespunzător matricei. Există autori care

indică practicarea unor retenții sub formâ de şanțuri la nivelul dinților stâlpi şi pe suprafața orală a coroanelor dinților extraşi. Pentru creşterea rezistenței, se indică armarea cu sârmă ortodontică.

Acest tip de **RPI** poate fi considerat cel mai estetic mod de refacere a unei edentații reduse, păstrând aspectul natural al pacientului.

Tot pentru a creşte rezistența **RPP,** se poate apela la armarea răşinii cu fire de polietilenâ. Aspectul final al unei astfel de restaurâri este identic cu acela al unei restaurări cu agregare adezivâ.

Confecționarea imediată a **RPP** are indicații în rezolvarea breşelor din zona frontalâ (unde aspectul estetic primează). Alegerea tehnicii depinde de fiecare situație clinicâ m parte, de dotarea tehnico-materialâ, de timpul de lucru, de costul lucrării şi nu în ultimul rând de doleanțele pacientului.

13.6. RESTAURAREA PROVIZORIE ÎN IMPLANTOLOGIA ORALĂ

Terapia de restaurare proteticâ pe implante dentare (cu precădere aceea care apeleazâ la implante de stadiul 11) se întinde pe o perioadă de timp mai lungâ. în toată această perioadă, pacientul nu poate fi dezinserat din societate. De aceea, **m implantologia orală restaurările protetice provizorii au o importanță deosebită.**

Cerințele estetice, influențate, de obicei, de distrucția osoasă, de necesitatea unui suport facial adecvat, de angulația şi distanța dintre stâlpii implantari, vor impune un anumit tip de protezare provizorie. După sprijinul pe care-1 va avea viitoarea restaurare proteticâ provizorie, putem avea:

I. Sprijin muco-osos:

a) proteze totale;

b) proteze parțiale;

c) proteze unidentare (Kemenny).

II. Sprijin dentar:

a) preoperator - punți dentare;

b) postoperator: - 1. restaurări protetice realizate prin metoda Omnivac;

- 2. restaurări protetice prin metoda Scutan.

IIL Sprijin pe implante:

a) minişumb;

b) subperiostale prefabricate.

IV. Sprijin mixt: implante şi dinți naturali (sprijin dento-implantar).

13.6.1. RESTAURĂRI PROTETICE PROVIZORII CU SPRIJIN MUCO - OSOS

a) Proteze totale

Preoperator, se realizează proteza totală. Se amprentează câmpul, se toarnă modelul, se radiază dinții (dacă aceştia există) care ulterior vor fi extraşi, se realizează proteza totală. Se inseră implantele de stadiul 11.

Postoperator, proteza totală se reoptimizează (relining) **pe câmpul protetic, peste firele de sutură şi edemul postoperator, cu un material cu vâscozitate lent progresivă** (Kerr Fitt, Visco Gel şi Coe Confort).

La 7-8 zile, după scoaterea firelor şi după diminuarea edemului postoperator, câmpul protetic va fi modificat, deci proteza totală necesită o nouă rebazare, tot cu materiale de vâscozitate lent progresivă. Atenție la cooptarea lambourilor recent suturate.

b) Proteze parțiale

în cazul edentațiilor extinse, se realizează proteze parțiale preoporator, care, postoperator se vor modifica prin radiere (pentm a face loc proeminențelor reprezentate de operculele de cicatrizare, edemului postoperator şi firelor de suturâ). Ulterior, protezele parțiale se vor reoptimiza cu materiale de vâscozitate lent-progresivâ. Modificarea prin radiere poate fi înlocuită prin folierea modelului în laborator.

La 7-8 zile postoperator, se scot firele de suturâ, iar proteza parțială se rebazează (reoptimizează), deoarece edemul postoperator s-a redus.

c) Proteze unidentare Kemenny

în cazul aplicării implantului imediat postextracțional, sau când breşa edentată ©ste unidentarâ, se poate realiza o protezâ Kemenny. Proteza Kemenny se va rebaza postoperator, urmând a fi reoptimizată după scoaterea firelor şi retracția edemulm. De asemenea, se poate folia modelul preoperator, m laborator, pentru a face loc edemului şi şumb de cicatrizare.

13.6.2. RESTAURARI PROTETICE PROVIZORII CU SPRIJIN DENTAR

In cazul când dinții limitrofi breşelor edentate în care s-au inserat implante au fost preparați, se pot realiza proteze fixe provizorii atât preoperator cât şi postoperator.

a) Proteze fixe provizorii realizate preoperator

Protezele fixe provizorii confecționate preoperator permit verificarea postoperatorie a distanței dintre intermediarii restaurării şi mucoasa edemațiată. De asemenea, este de dorit ca şi coroanele de înveliş să nu pătmndă subgingival, deoarece monomeml rezidual poate irita gingia şi aşa traumatizată.

b) **Proteze fixe provizorii realizate postoperator** Protezele fixe provizorii se pot realiza postoperator prin metoda Omnivac sau prin metoda Scutan.

Metoda Omnivac

Prin protezare cu ajutorul acestei metode, restaurarea provizorie se realizează imediat postoperator, protezarea fiind posibilă atât pe dinții restanți, cât şi pe implante provizorii sau de stadiul I. De asemenea, acestă metodă se poate folosi şi în protezarea cu sprijin mixt (dento-implantar).

Etapele de lucru:

• se toamă modelul pe care se adaugă în zonele edentate dinți confecționați din ceară sau dinți prefabricați din acrilat;

• se practică un orificiu de 1-2 mm în centrul modelului de gips, pentru a permite trecerea aerului, creând efectul de vid;

• folia se îndepărtează de pe model, apoi se secționează la nivelul coletelor dinților, atât vestibular cât şi oral, rezultând modelul negativ al viitoarei restaurări provizorii;

• gutiera se va încărca cu acrilat autopolimerizabil, m faza de plastifiere, apoi se aplică pe câmpul protetic; .hs^&Q

• se aşteaptă până când polimerizarea trece de faza semiplastică (moment marcat de creşterea temperaturii), apoi se îndepărtează, aşteptându-se priza materialului;

• ;se îndepârtează folia de plastic, iar **RPP** rezultată se fmisează m laborator;

• se face verificarea adaptării ocluzale în cavitatea bucală, urmată de fmisarea definitivâ m laborator;

• se fixează provizoriu cu un ciment sulfat de zinc sau **ZOE.** Dacă se consideră necesar, înainte de cimentarea provizorie, se pot proteja bonturile cu hidroxid de calciu.

Metoda Scutan

Această metodă constă m realizarea unei amprente pe model, după ce, în prealabil, s-au completat spațiile edentate cu dinți modelați m ceară. Se ia amprenta modelului, se încarcă cu râşină autopolimerizabilă şi se aplicâ în cavitatea bucală. Când acrilatul a ajuns în faza de plastifiere, se îndepărtează amprenta, se elimină materialul de amprentare, iar **RPP** rezultatâ se prelucreazâ. Se fixează provizoriu.

13.6.3. RESTAURĂRI PROTETICE PROVIZOMI CU SPRIJIN PUR IMPLANTAR

în ultimii ani au fost concepute implante speciale (tranzitorii) destinate restaurărilor protetice provizorii. Ele pot fi implante intraosoase (minişumburi) standard cu diametml de 1,8-2 mm (fig. 13.35.) sau implante subperiostale.

Cele intraosoase se inseră între implantele de stadiul 11 şi sunt m fond implante de stadiul 1 mai gracile, asemănătoare cu şumburile Bauer. Un implant tranzitoriu cunoscut este **MTI-MP** (Dentaurus) sau **TRE** (Nobel Biocare). Sistemul **MTI** şi **MP** se prezintă sub formă de şuruburi autofiletante cu diametrul redus (1,8 mm) şi de diferite lungimi **14,** 17, şi **21 mm,** cu vârful conic. Implantele provizorii gen „mini şumb" se inseră între implantele de stadiul II.

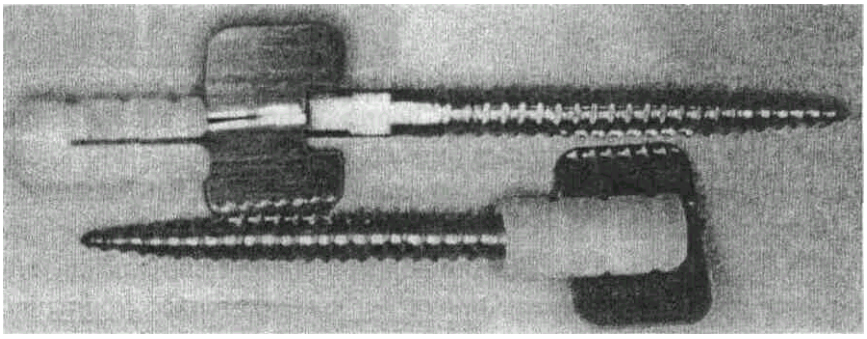


Fig. 13.35. Implante minişurub destinate pentru restaurări protetice provizorii.

în cazul când distanţele dintre stâlpii minişurubu rilor sunt mai mari de 2-3 dinţi, morfologia acestora permite inserarea unei lame din titan pentm armarea restaurării provizorii (fig. 13.36.). Pe acest tip de implante, puntea poate fi realizată prin metoda Omnivac.

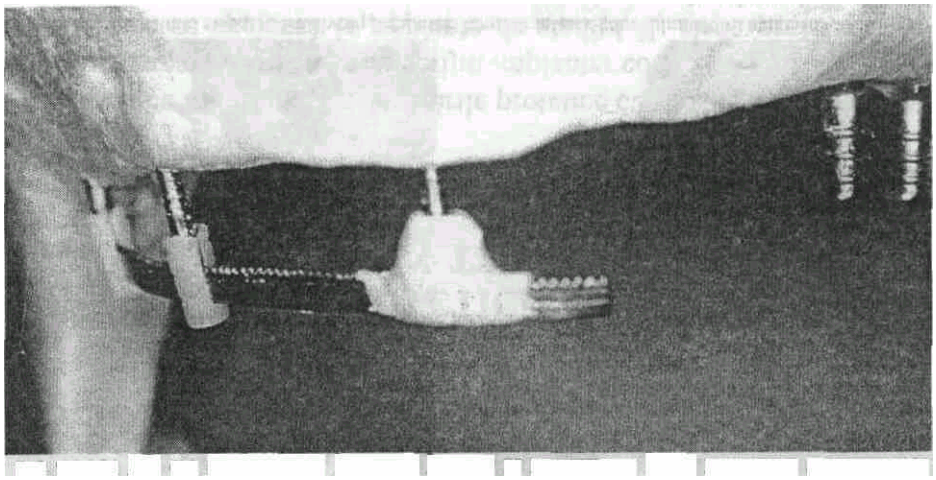


Fig. 13.36. Lama prefabricată din titan fixată prin stâlpii minişubului (61).

în ţara noastră, primele minişumburi pentm protezare provizorie cu sprijin implantar au fost realizate de către Dr. loan Sîrbu din Bucureşti, tehnică pe care ne-am însuşit-o şi noi de la autor. La finele tratamentului, implantele minişumb se vor îndepărta prin deşurubare cu ajutorul cheii-fluture sau, în cazul „osteomtegrării" ferme a acestora, se pot secţiona la nivelul corticalei exteme (punct de emergenţă din os). Indepărtarea lor va avea loc m aceeaşi şedinţă cu montarea şi adaptarea bonturilor pe implantele endoosoase de stadiul 11.

După cum am mai amintit, există şi implante subperiostale destinate special pentru restaurâri provizorii. Un astfel de implant a fost conceput tot de Dr. loan Sîrbu (fig. 13.37.).

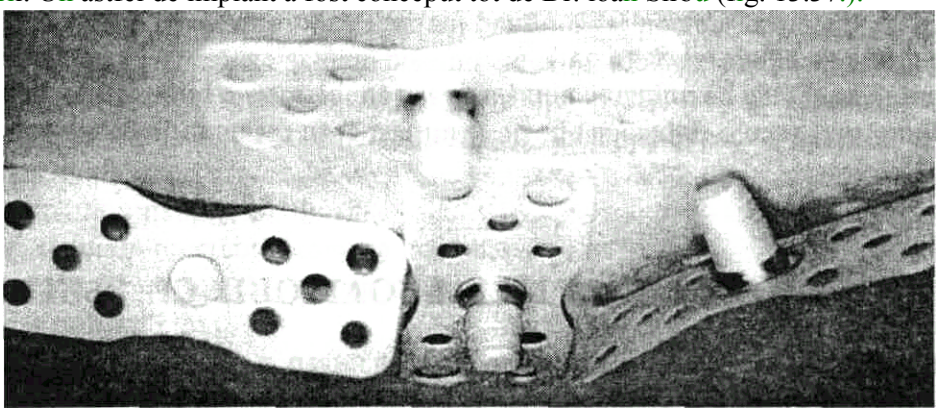


Fig. 13.37. Implante subperiostale destinate pentru restaurarea provizorie a breşelor edentate reduse (61).

El se pretează pentru protezarea provizorie a breşelor reduse (unidentare), de obicei în zona frontală, dar poate fi aplicat şi în zona premolarilor. Aceste implante se aplică peste şumbul (operculul de cicatrizare) implantului de stadiul 11, care a fost inserat în prealabil. Implantul este confecţionat dintr-o plăcuţă de titan (99,85%) m care s-au practicat orificii care permit penetrarea periostului la aceste niveluri. Pe plăcuţă este fixat un bont protetic (stâlp) tronconic. Plăcuţa este moale, modelabilă, uşor de tăiat cu foarfeca pentru a putea fi adaptată intraoperator peste implantul de stadiul 11 şi peste creasta edentată (fig.

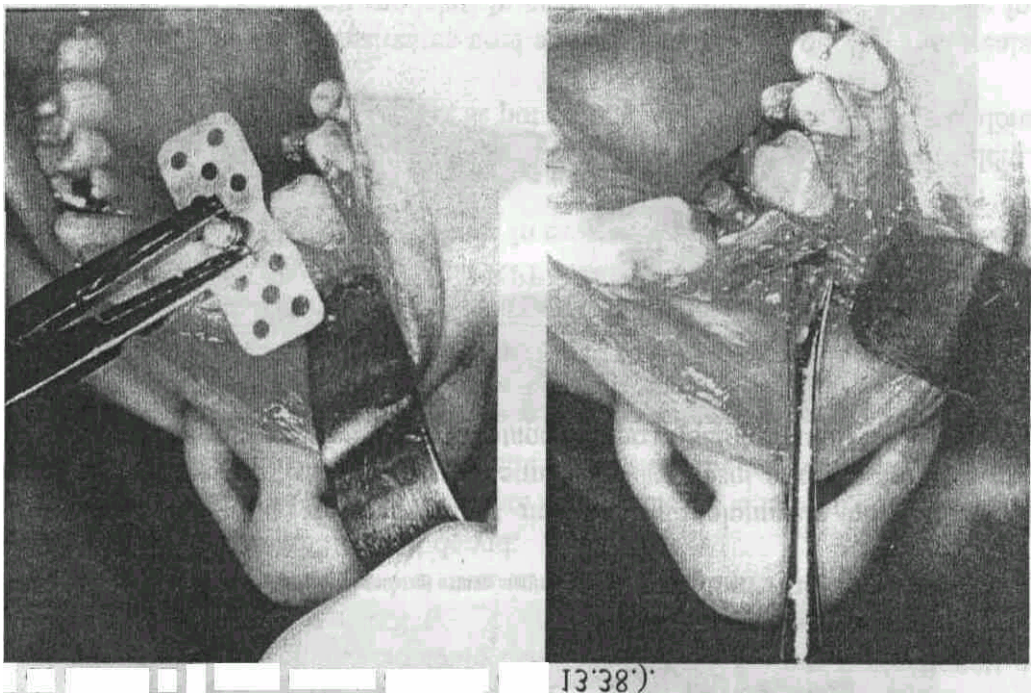


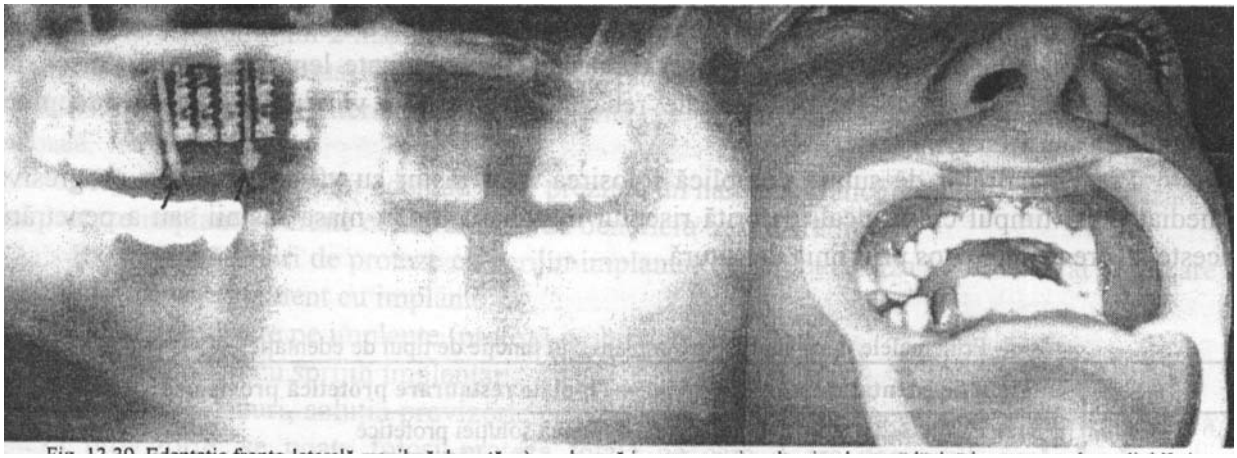
Fig. 13.38. InserBrea imptantului subperiostal destinat restaurarii provizorii, Aspocm clii'ii^c intraoperatorii.

Peste stâlpul implantului subperiostal se adaptează o coroană provizorie din răşină policarbonat sau un conformator din poliacetat de celuloză (Frasaco), care se umple cu o **RDC** sau cu o **RA.** Coroana din policarbonat se cimentează provizoriu, cea din **RDC** se îndepărtează o dată cu implantul. După perioada de osteointegrare a implantului endoosos de stadiul H, implantul subperiostal se îndepărtează prin incizie şi decolarea mucoperiostului, apoi se practică o suturâ înjurul şurubului de acoperire sau a gâtului implantului endoosos.

Există şi posibilitatea agregării unei proteze parţiale fixe provizorii pe mmişuruburi şi pe implante subperiostale provizorii.

13.6.4. RESTAURĂRI PROTETICE PROVIZORII CU SPRIJIN MIXT

Sprijinul mixt (dento-implantar) poate fi utilizat şi în restaurările protetice provizorii. în acest caz, punţile se agregâ pe implante minişurub sau subperiostale provizorii şi pe dinţi naturali pregătiţi sub formâ de bonturi (fig. 13.39.).



Fig, 13,39, Edentație t'ronto-lateraia maxilara dreaptâ: a) se observ'a mserarea mai multor implantc radacina iniraosoase de stadiul II şi două implante minişurub; b) restaurarea provizorie se agrega mixt pe acestea din iirmă şi mezial pe doi dinti naturali.

13.6.5. RESTAURĂRT PROTETICE PROVIZOMI ÎN FUNCȚIE DE EDENTAȚIE ÎN TERAPIA IMPLANTARĂ

Față de protetica tradițională, restaurările protetice cu sprijin implantar prezintă o serie de particularități. Efectuarea unei proteze cu sprijin implantar comportă două etape: una chirurgicală şi una protetică. Dacă se apelează la implante de stadiul 11, etapa protetică este precedată de perioada de vindecare, care presupune integrarea tisulară a implantelor (3-6 luni). Această situație relativ frecventă, presupune adeseori şi asocierea unei terapii de regenerare tisulară ghidată în vederea augmentării rezervei osoase.

Uneori, de la inserarea implantelor până la realizarea suprastructurilor protetice de durată poate trece o perioadă de 6-12 luni. în această perioadă, pot surveni o serie de complicații. Prin unnare, **RPP** reprezintă o etapâ decisivâ în reabilitările orale complexe pe implante dentare, ridicând o serie de probleme. Ele trebuie sâ respecte particularitățile terapiei implantare şi sâ asigure o funcționalitate cvasinormalâ a **ADM,** ceea ce nu este chiar atât de simplu.

Problemele pe care le ridică **RPP** în implantologia oralâ sunt mult mai complexe decât în protetica tradițională. **Ne-am confruntat adeseori în practicâ cu situații când o protezâ parțială sau totală provizorie confecționată necorespunzător şi prea repede a provocat leziuni ale fibro-mucoasei, a desfâcut lambourile de suturâ, descoperind şuruburile de acoperire ale implantelor.**

în tabelul 13.12, se poate urmâri o clasificare didactică a restaurărilor protetice provizorii în funcție de edentații m terapia proteticâ implantarâ.

Proteze mobilizabile temporare

Există mulți autori care rebazează protezele mobile vechi imediat după sutura lambourilor la pacienții cârora li s-au inserat implante. Procedeul incumbâ riscuri. Alți autori mai pmdenți nu restituie protezele mobilizabile pacienților 7-10 zile. După timpul chirurgical, zona edentatâ unde au fost inserate implantele dentare prezintâ un reliefmodificat dat de afrontarea lambourilor edematiate şi de firele de suturâ. Este motivul pentru care, imediat postoperator protezele nu au

stabilitate pe câmpul protetic. în cazul când se optează pentm păstrarea protezelor mobilizabile vechi, acestea trebuiesc rebazate (căptuşite) cu răşini cu vâscozitate lent progresivâ (Viscogel, DeTrey-Dentsplay) sau cu un material de rebazat pe bază de vinylpolisiloxan (Mucopren, Kettenbach sau Rebasil, Dexter).

Prezența firelor de sutură complicâ folosirea unor răşini cu vâscozitate lent progresivă imediat după timpul chimrgical, datorită riscului înglobării lor în masa râşinii sau a penetrării acesteia spre țesutul osos prin linia de suturâ.

Tabelul 13.12.

Prmcipalele tipuri

	Tipul de edentație	Tipul de restaurare proteticâ provizorie
Restaurări protetice mobile	Edentație totalâ	In funcție de opțiunea soluției protetice -soluție —» punte totală mobilizabilă sprijinită pe implante -proteza provizorie=cea existentâ cu unele modificări -proteza defmitivă=se realizează o proteză nouă fixâ mobilizabilă -soluție —» proteză cu sprijin mixt pe o barâ cu călăreți şi muco-periostal -proteza provizorie=cea existentă cu unele optimizâri -proteza defmitivă^se realizează o supraprotezare nouâ -soluție —»• proteză cu sprijin pe butoni de presiune -proteza defmitivă=se realizează una nouă care poate fi folosită şi cu caracter provizoriu înaintea finalizării perioadei de osteointegrare, însă fără a include în proteză elementele de sprijin. Acestea pot fi inserate m proteză şi după ce implantele s-au osteointegrat.
	Edentațiile terminale (Kennedy 1 sau II)	Proteze parțiale mobilizabile (nu pot fi folosite ca soluții provizorii protezele mobilizabile cu schelet metalic)
	Edentațiile parțiale intercalate (Kennedy III)	Nu este necesară realizarea unei proteze provizorii în acest tip de edentație, ea devenind o soluție doar în cazul când avem edentații mai extinse de 3-4 dinți
	Edentațiile unidentare	Este indicată realizarea unei proteze provizorii fixe
Restaurâri provizorii fixe	Edentația totalâ	Punte agregatâ pe dinți a căror extracție se amână (în cazul când aceasta este posibil) Punte agregată pe implante provizorii de tipul: -MTI-MP (Sistemul Mini Transitionnal Implant-Modular Prosthetic), Dentatus sau . , -TRE (Temporary Retention Element), Nobel Biocare
	Edentațiile terminale (Kennedy 1 sau II)	Punte agregată pe dinți a căror extracție a fost amânată (în cazul când aceasta este posibil) Punte agregată pe implante provizorii de tipul: —MTI-MP (Sistemul Mini Transitionnal Implant-Modular Prosthetic), Dentatus -TRE (Temporary Retention Element), Nobel Biocare
	Edentațiile partiale intercaîate (Kemiedy III)	Punți adezive când este posibil şi situația clinică permite
	Edentatiile unidentare	Punți adezive sau punți speciale (Armatron, UDA, Crownless bridge)

După îndepărtarea firelor de suturâ, cicatrizarea primară a mucoasei este suficientă pentru a asigura etanşeitatea şi deci protecția necesară vindecării osului subiacent şi osteointegrării implantelor. In această fază, fața mucozalâ a protezei mobilizabile se reduce prin frezare la .nivelul zonei de intervenție, pentru a se evita sprijinul protezei pe mucoasa ce acoperă implantele. Manopera trebuie sâ evite exercitarea unor presiuni premature mucoasei, a țesutului osos subiacent şi implantelor. Distanța minimă dintre fața mucozală a protezei şi câmpul protetic

trebuie sâ fie de minimum 2 mm şi poate fi verificatâ cu ajutorul u-nui material de amprentâ (ex. Xantopren VL Plus, Hereus Kulzer) depus pe o suprafaţă mucozală limitată a protezei. După polimerizare, grosimea materialului de amprentă va indica spaţiul existent între protezâ şi mucoasă

Majoritatea pacienţilor edentaţi total prezintâ un handicap funcţional important, realizarea unei proteze implanto-purtate conferindu-le un beneficiu considerabil.

Există două tipuri de proteze cu sprijin implantar ce se pot realiza la un edentaţ total care a beneficiat de un tratament cu implante:

- supraprotezare pe implante (proteză mobilizabilă);
- proteză fixă cu sprijin implantar.

In ambele cazuri, soluţia provizorie cea mai convenabilă este o proteză mobilizabilâ. Ca proteză provizorie, se poate folosi proteza totală pe care o are pacientul, însă după unele modifîcări care vor interesa m special faţa mucozală. In acest caz, pacientul nu trebuie să se mai obişnuiască cu o altă proteză pe perioada de osteointegrare a implantelor.

Dacă pacientul a avut anterior o proteză parţială scheletizată, aceasta nu va fî, de obicei, folosită ca proteză provizorie, datorită componentei metalice (care, de regulă, nu poate fi îndepârtatâ fară să fie afectată rezistenţa protezei).

Există situaţii când pacienţii se prezintâ cu proteze mobile a căror stabilitate este deficitară. In aceste cazuri, se va alege între a reoptimiza proteza existentă, sau a realiza o protezâ provizorie nouă. Alegerea uneia dintre cele două altemative depinde de tipul de restaurare protetică de durată ce va fi realizat (supraprotezare cu bare cu călăreţi, supraprotezare cu butoni cu presiune etc.).

Astfel, în cazul alegerii unui tratament cu o proteză pe bare cu călăreţi este foarte greu să se readapteze proteza provizorie în scopul folosirii ei ca proteză de durată. In această situaţie, este mult mai convenabil să se transforme proteza existentă într-una provizorie, iar după osteointegrarea implantelor să se confecţioneze o proteză nouă.

Dimpotrivă, când a existat o supraprotezare pe dinţi naturali cu butoni de presiune, există posiblitatea de a realiza restaurarea protetică de durată înainte de inserarea implantelor. După osteointegrarea acestora, se vor amplasa mijloacele de fixare m proteză.

Ca altemativă la tehnicile descrise mai sus, se pot păstra unele resturi radiculare irecuperabile, în scopul protezării provizorii. Soluţia temporară în această situaţie va fi reprezentată de o proteză provizorie mobilizabilă sprijinită pe resturile restante, cu condiţia ca acestea să nu prezinte procese periapicale şi să nu fie situate într-o potenţială zonă de implantare.

în cazul unei edentaţii terminale, proteza parţială mobilizabilă reprezintă soluţia provizorie de elecţie, indiferent de extinderea edentaţiei sau topografîa acesteia (la maxilar sau la mandibulă). De asemenea, ca şi m cazul edentatului total, atunci când există o proteză parţială mobilâ cu schelet metalic, este aproape imposibilă folosirea ei ca soluţie provizorie.

Realizarea unor proteze provizorii în edentaţiile parţiale intercalate nu este impetuos necesară, devenind o soluţie doar m cazul când avem edentaţii mai extinse de 3-4 dinţi.

Edentaţii unidentare

în edentaţiile unidentare frontale, indicaţiile unei proteze provizorii sunt legate preponderent strict de raţiuni estetice. Nu este posibilă realizarea m toate situaţiile a unei proteze mobilizabile, datorită imposibilităţii de a o utiliza după inserarea implantului, pe perioada de osteointegrare a acestuia. Este indicat m acest caz să se realizeze o protezâ provizorie fixă (de obicei, o PPF adezivă fârâ preparaţii peliculare, sau să se folosească un implant subperiostal provizoriu).

Proteze temporare fixe

în majoritatea cazurilor, pacienții care beneficiază de implante dentare în scopLil reconstituirii integrității arcadelor, acceptâ greu ideea purtării unei proteze mobilizabile, fie chiar şi pe teermen limitat. Astfel, foarte mulți dintre ei solicită o protezâ provizorie fixă.

Edentații totale

Realizarea unei proteze temporare fixe la aceste cazuri este consideratâ de unii utilâ. Există însâ cazuri când inițial pacientul se prezintâ cu dinți sau resturi radiculare care trebuiesc extrase. în acestâ situație, extracțiile mai pot fi amânate, iar dinții restanți pot fi folosiți ca stâlpi pentru o eventualâ protezâ provizorie fixă, dacâ numărul si topografia lor o permite.

Principalul dezavantaj al acestei soluții este posibila situare a dinților într-o zonâ în care se doreşte inserarea implantelor. în acest caz, prima punte provizorie realizată pe rădăcinile restante permite inserarea unui prim grup de implante, care după osteointegrare vor suporta o a doua punte provizorie. Aceasta va permite mai departe inserarea celorlalte implante în locul dinților extraşi. După perioada de osteointegrare necesarâ implantelor inserate în al doilea timp, se va putea realiza restaurarea protetică finalâ. Tehnica descrisă anterior are ca principal dezavantaj existența a doi timpi chirurgicali în vederea inserârii implantelor.

0 altâ metodâ, este folosirea unor implante tranzitorii MTI-MP (Dentatus) sau TRE (Biocare). Inserarea implantelor provizorii se face în acelaşi timp chirurgical cu inserarea implantelor permanente, iar suprastructura protetică provizorie poate fi realizatâ imediat dintr-o **RA.** După perioada de osteointegrare a implantelor permanente (4-6 luni), implantele tranzitorii sunt eliminate prin defiletare. Această altemativâ este foarte convenabilă, deoarece permite realizarea unei proteze tranzitorii fixe imediat după timpul chirurgical, însâ necesită o anumitâ îndemânare din partea operatorului în realizarea punții provizorii.

Tratamentul provizoriu al edentațiilor parțiale posterioare cu proteze fixe recurge la aceleaşi tehnici ca şi în tratamentul edentației totale. Extracția amânată (dacă este posibilâ), este un procedeu simplu care permite realizarea unei restaurâri protetice fixe provizorii pe perioada osteointegrării implantelor.

13.7. FIXAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE PROVIZORII

Cimentarea provizorie are drept scop fixarea, pentru o perioadâ variabilâ de timp a **RPP.** în intervalul de timp cât proteza este fixatâ provizoriu stomatologul are posibilitatea sâ cvalueze şi sâ corecteze:

- raporturile ocluzale;
- raporturile cu dinții vecini;
- raporturile intermediarilor cu creasta edentatâ;
- aspectul estetic;
- aspectul şi comportamentul țesuturilor moi înconjurâtoare.

Această perioadâ este propice şi pentru educarea pacientului, în vederea menținerii unei igiene corecte. în protetica tradiționalâ, există situații când se prelungeşte faza de fixare provizorie pentru observarea comportamentului pulpar, dar, în general, majoritatea clinicienilor pledează pentru o fixare provizorie limitată în timp. în protetica implantologică, fixările provizorii a restaurârilor de durată sunt privite cu rezerve (vezi cap. 13.10.).

Materialul de cimentare trebuie să fie suficient de rezistent pentru a fixa restaurarea provizorie o anumitâ perioadă de timp. Alegerea lui se face în funcție de situația clinicâ.

Cimenturile **ZOE** fiind mai nocive pentru țesuturile moi, impun îndepărtarea cu atenție a resturilor care pâtrund în şantul gingival sau sub intermediari.

îndepărtarea restaurârii după cimentarea provizorie trebuie efectuată astfel încât să nu afecteze țesuturile moi, dinții naturali sau restaurarea proteticâ. După o perioadâ prelungitâ de cimentare provizorie, îndepărtarea protezei se face uneori cu dificultate. La protezele cu mai multe elemente de agregare există riscul dizolvarii cimentuku de către fluidul bucal şi apariția cariilor, afectarea pulpei sau/şi a parodonțiului marginal (cu precâdere în cazul restaurârilor protetice provizorii de lungâ durată).

Materialele utilizate pentru fixarea provizorie a restaurărilor protetice trebuie sâ prezinte următoarele calități:

- rezistențâ mecanicâ corespunzâtoare;
- sâ realizeze o închidere marginalâ bunâ;
- solubilitate redusă;
- biocompatibilitate;
- compatibilitate chimicâ cu polimerul din care se confecționează restaurarea provizorie;
- preparare uşoară;
- posibilitate de îndepârtare uşoarâ a excesului;
- timp de lucru adecvat şi timp de prizâ satisfâcâtor.

Dintre materialele disponibile, cele mai utilizate par a fi cimenturile **ZOE.** Cimenturile **FOZ, PCZ şi CIS nu sunt recomandate,** întrucât ele realizează o sigilare, respectiv adeziune putemică, îndepărtarea **RPP** devenind aproape imposibilâ. Cimenturile **ZOE** sunt mai puțin rezistente, astfel că restaurarea provizorie poate fi îndepărtatâ uşor, fară a aduce prejudicii dinților preparați sau țesuturilor moi. Cimenturile **ZOE** exercitâ un efect biologic favorabil pentru pulpâ şi au proprietatea de izolator. Din păcate, **eugenolul acționează ca plastifiant şi pentru metil şi pentru etilmetacrilat,** ceea ce induce scâderea rezistenței mecanice şi **afectarea culorii restaurârilor provizorii** cimentate cu cimenturi **ZOE.** De aceea, **materialele cu destinație specială de fîxare provîzorie au în compoziția lor cantitâți mici de eugenoL** în prezent, se utilizează tot mai mult **cimenturi fără eugenol.**

Majoritatea cimenturilor provizorii se prezintâ sub forma de sistem bicomponent.

De reținut câ;

a) pentru a facilita îndepârtarea excesului de ciment se poate vaselina suprafața lustmitâ a restaurării;

b) se amestecă cele două paste rapid şi se aplicâ o cantitate micâ numai spre ocluzal de margini. Dacă coroana e complet umplută cu ciment, îndepărtarea excesului ne va lua mai mult timp, iar cimentul va pătrunde în şanțul gingival. Adeseori râmân resturi de ciment, care neobservate şi neîndepărtate vor n împinse în profunzimea şanțului de către cimenturile de tlxare de durată, determinând forme de iritație locală şi complicații parodontale.

c) se plasează RPP pe dinți şi se aşteaptâ priza cimentului;

d) se îndepărtează cu atenție excesul, cu sonda şi firul de mătase, se spală zona şanțului gingival.

Insistăm că cimentul care poate rămâne în şantul gingival poate avea un efect iritant pentm parodonțiu. Din acest motiv, zona sulcusului trebuie atent verificată şi irigată cu seringa de apă-aer.

în concluzie protezarea provizorie în protetica fixâ deține un loc privilegiat. Cu toate că ridicâ costurile unei restaurări protetice, azi, în țările dezvoltate protetica fixă nu se mai concepe fără una din verigile ei decisive - proteza provizorie.

13.8. Bibliosrafie

1. Albrektsson T. - A multicenter study of osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent. 60, 75-84, 1988.*

2. Al-Mulla M.A.S., Hugget R., Brooks S.C., Murphy W.M. - Some physical and mechanical properties ofa visible light-activated materials. *Dent Mat 1988;4:197-200.*

3. Amsterdam M., Fox L. - Provisional splinting-prmciples and technics. *Dent Clin North Am, 4: 73 - 99, 1959.*

4. Apse P., Zarb G.A., Achmitt A., Lewis D.W. - The longitudinal effectiveness of esseiointegrsted dental implants. The Toronto study Periimplant mucosal response. *Int. J. Periodont 11. 95-105, J989.*

5. Behrend D.A. - Temporary protective restorations in cro'wn and bridgework. *Aust Dent J, 12:411-416, 1967.*

6. Bemnard J.P., Martinet J., Sutter F., Belser U. - Implants endo-osseuxnon enfouis. Le systeme ITI-Bonejît Cah Prothe. *1,5-15, 1992*

7. Braden M., Clarke R.L., Nicholson J., Parker S. - Polymeric dental materials. *Berlin: Springer-Verlag, 1997.*

8. Braden M., Clarke R.L., Pearson G.J., Campbell Keys W.-A new temporary crawn and bridge resin. *Brit Dent 1976;141:269-272*

9. Bral M. - Periodontal considerations for provisîonal restoraiions. *Dent Clin North Am, 33: 457 - 477, 1989.*

10. Bratu D., Diana Ciosescu, Romînu M., Leretter M., Uram-Ţuculescu S.- Materiale dentare m cabinetul de *stomatologie,Helicon,Timişoara,l994.*

11. Bratu D., Fetzer W., Bratu Em., Romînu M.- Punteape implante, *Helicon, Timişoara, 1996*

12. Buser D., Buser U.C.- Fortschritte und aktuelle Trends In der oralen Implantologie. *Schweiz Monatssch.Zzahnmed.108, 4, 327-342,1998.*

13. Chiche G.J., Avila R. - Fabrication of a preformed shett for â provisional fixed pdrtial dentiire. ***Quint Dent** Technol, 10:579-581, 1986.*

14. CraigR.G. —Restorative dental materials. *Saint Louis: Mosby, 1993.*

15. Crispin B.J., Caputo A.A. - Color stability oftemporary restorative material. *J Prosthet Dent, 42:27-33, 1979.*

16. Crispin B.J., Watson J.F., Caputo A.A. - The marginal accuracy of treatment restorations: A comparative analysis. *J Prosthet Dent, 44:283-290, 1980.*

17. Curilovic Z., Lutz F., McDermott T., Lufi A. - Zwei Jahre klinische Erfahrung mit verstârkten Kunststoffbrucken. *Schweiz Mschr Zahnheilk, 92: 639 - 649, 1982.*

18. Derrien G.- Les restaurations provisoires en prothese conjointe: association d'une resine photopolymerisable et de composites. *Cah Prothese 1991;73:67-74.*

19. Donovan T.E., Chee 'W.L.-ADA-acceptans programfor endosseous implans. *Canad Dent Assoc J 61.1992.*

20. Donovan T.E., Hurst R.G., Campagni W.V. — Physical properties ofacrylic resin polymerized byfour different techniques. *J Prosthet Dent, 54:522-524, 1985.*

21. Driscoll C.F., Woolsey G., Ferguson W.M. - Comparison of exothermic release during polymerization offour materials used to fabricate interim festorations. *J Prosthet Dent, 65:504-506, 1991.*

22. Elledge D.A., Hart J.K., Schorr B.L. - A provisional restoration techniquefor laminate veneer preparations. *J Prosthet Dent, 62:139-142, 1989.*
23. Elledge D.A., Schorr B.L. - A provisional and new crown to fit into a clasp ofan existing removable partial denture. *J Prosthet Dent, 63:541-544, 1990.*
24. Ferencz J.L. - Fabrication of provisional crowns and fixed partial denlures utilizmg a "shell" technique. *New YorkDentJ, 51:201-216, 1981.*
25. Fiasconaro J.E., Sherman H. - Vacuum-formed prostheses. I. A temporary tixed bridge or splint. *J Am Dent Assoc, 76:74-78, 1968.*
26. Fisher D.W., Shillingburg H.T., Dewhirst R.B. - Indirect temporary restorations. *J Am Dent Assoc, 82:160-163,1971.*
27. Freese A.S. - Impressions for temporary acrytic resinjacket crowns. *J Prosthet Dent, 7:99-101, 1957.*
28. Fritts K.W., Thayer K.E. - Fabrication of temporary crowns and flxed partial dentures. *J Prosthet Dent, 30:151-155, 1973.*
29. Gânuță N., Bucur A., Vârlan ***C.,*** *Maliţa C., loniță S., Petre A.* - Urgenfele în stomatologie şl chu'urgie oro-maxilo-facială. *Naţional, Bucureşti, 1999.*
30. GegauffA.G., Pryor H.G. - Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent, 58:23-29, 1987.*
31. Goldfogel M. - Direct techniquefor the fabrication ofa visible light-cwing resinfor provisional restorations. *Quintessencelnt,21 :699-703, 1990.*
32. Grossman L.I. - Pulp reaction to the insertion ofself-curing acrylic resm filling materials. *J Am Dent Assoc, 46:265-269, 1953.*
33. Haddix J.E. -A techniqne for visible light-cured provisionalrestorations. *J Prosthet Dent, 59:512-514, 1988.*
34. Hoshiai K., Tanaka Y., Hiramura K.- Comparison of a new autocuring temporary acrylic resin with some eistingproducts.] *Prosthet DENT 1998;79(3):273-277..*
35. Hung CM., Weiner S., Dastane A., Vaidyanathan TK.- Effect of thermocycling and occlusal force on the margins ofprovislonal acrylic resin crowns. î *Prosthet Dent 1993;69(6):573-577.*
36. Knight R.M. - Temporary restorations in restorative dentistry. *J Tenn Dent Assoc, 47:346-349, 1967.*
37. Kramer I.R.H., McLean J.W. - Response ofthe humanpulp to self-polymerizing acryllc restorations. *Br Dent J, 92:255-261,281-297,311-315, 1952.*
38. Langeland K., Langeland L. - Pulp reactions to crown preparation^ Impressîon, temporary 'crowrffixation and permanent cementation. *J Prosthet Dent, 5:129-143, 1965.*
39. Leary J.M., Aquilino S.A. - A method to develop provisional restorations. *Quint Dent Technol, 11 :191-192,*
40. LeffA.-An improved temporary acrylicfixed bridge. *J Prosthet Dent, 3:245-249, 1953.*
41. Lehmann - Einfuhrung in die Zahnersatzkimde. *6.Auflage. Urban & Schwarzenberg. Miinchen - Wien 1988.*
42. Lockard M.W., Wackerly J. - Excellence m dentistry: Acrylic provisional crowns. *Dent Manage, 27:60-62, 1987.*
43. Lui J.L., Setcos J.C., Phillips R.W. - Temporary restorations: A review. Oper Dent, *11:103-110, 1986.*
44. Marxkors R. - Sofortersatz. Deutscher Zahndrztekalender *1983. Hanser, Mimchen-Wien 1983.*
45. Misch C.E.- Contemporany Implants Dentistry. *Mosby-Year Book, 1999.*
46. Misch C.E- Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J. Oral Implantol., 6, 23-32, 1990.*
47. Monday J.J.L., Blais D. - Marginal adaptation of provisional acrylic resin crowns. *J Prosthet Dent, 54:194-197,1985.*
48. Moulding M.B., Teplitsky P.E. - Intrapulpal temperature during direct fabrication ofprovisional restorations. *Int J Prosthodont, 3:299-304, 199049. Mumford J.M., Ferguson H.W.* - Temporary restorations and dressings. *Dent Pract Dent Rec, 9:121-124, 1959.*
50. Nayyar A., Edwards W.S. - Fabrication ofa single anterior intermediate restoration. *J Prosthet Dent, 39:574-577,1978.*
51. Nussbaum R., Afecţiuni coronare ale dinţilor şl tratamentul protetic. *Microproteze, curs Lito UMF, Timişoara, 1985.*
52. Phillips R.W. - Skinner's Science ofDental Materials, *ed 9. Philadelphia, WB Saunders Co, p 193, 1991.*
53. Preston J.D. - Ceramometal Restorations and Fixed Prosthodontic Esthetics. *Continuing education program presented by the University ofOklahoma College ofDentistry, Oklahoma City, OK, September 12, 1975.*

54. Rieder C.E. - The use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *Int J Periodontics Restorative Dent, 9: 123 ~ 139, 1989.*

55. Romînu M., Bratu D., Lakatos S., Floriţa Z.~ Polimerlzarea în stomatologie, *Brumar, Timişoara, 2000.*

56. Rose H.P. -A simplifled technique for temporary crowns. *Dent Dig, 73:449-450, 1967.*

57. Rosenstiel S.F,, Land M.F., Fujimoto J.- Contemporary fîxed prosthodonticsJ" edition, *Mosby, St. Louis, Toronto, London, 1988.*

58. Segat L. - Protection ofprepared abntments between appointments in cr^wn ahd bridge prosthodontics. *J Mich Dent Assoc, 44:32-35, 1962.*

***59.** Shillingburg H.T., Hobo H., Whitsett L.D., Jacobi R., Bracket S.* - Fundamwtals of Fixed Prosthodontics. 3[1n1] Edition, *Quintessence, 1997.*

***60.** Shavell H.A.* - Mastet-ing the art ofprovisionalization. *J CalifDent Assoc, 4: 44 - 51, 1979.*

61. Sîrbu I. - Restaurarea cu ajntorul implantehr a câmpurilor protetice deflcitare, *Teză de doctorat, UMF Timişoara, 2000.*

62. Sotera A.J. ~ A direct techniquefor fabricatmg acrylic resin temporary crowns usmg the Omnivac. *J Prosthet Dent, 29:577-580, 1973.*

63. Strub J.R., TUrp J.C., Witkowski S., HUrzeler M.B., Kern M. - Curriculum Prothetik Qumtessem Verlags -*GmbH, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, 1994, p. 547-573, 1994.*

64. Tjan AHL, Castenuovo J., Shiotsu G,- Marginal fidelity of'crowns fabricaledfrom six proprietary provisional materials. *J Prosthet Dent, 77(5); 482-485, 1997.*

65. von Krammer R. - An extrusion techmque tor handling autocuring acrylic resms, *J Prosthet Dent, 60:735-738, 1988.*

***66.** Vahidi F.* - The provisional restoratian. *Dent ClinNorth Am, 31:363-381, 1987.*

67. Wang R.L., Moore B.K., Goodacre C.J., Swartz M.L., Andres C.J. -" A comparîson of resins for fabriccitmg provisionalfixedrestorations. *IntJ Prosthodont, 2:173-184, 1989.*

68. Wiehl P.H. - Langzeitprovisorien, *Schweiz Mschr Zahnmed, 97: 779 - 785, 1987.*

69. Yuodelis R.A., Faucher R. - Provisional restorations: An integrated approach to periodontlcs and festorativa dentistry. *Dent Clin North Am, 24:285-303, 1980.*

70. Yuodelis R.A.» Faucher R. - Provisional restorations: A integrated approach to periodontlcs and restorative dentistfy. *Dent Clin North Am, 24: 285 - 303, 1980.*

71. Ziebert G.J. - A modified ,shell" type oftemporary acrylic resin fixed partial dentutes. *J Prosthet Dent, 27: 667 -669,1972.*

14. CONTROLUL FLUIDELOR BUCALE ŞI PREGĂTIREA ŞANŢULUI GINGIVAL ÎN VEDEREA AMPRENTĂRII

în protezârea fixă, controlul fluidelor bucale şi pregâtirea şanţului gingival, ca procedee de preamprentare, sunt de neînlocuit

0 izolare insuficientă, ca şi reproducerea incorectâ a zonei terminale a bontului, pot compromite reuşita unei proteze parţiale fixe, cu urmâri consecutive nefaste atât pentm pacient cât şi pentm medic.

14.1. CONTROLUL FLUIDELOR BUCALE

Controlul fluidelor bucale, reprezentate de sânge, salivă şi fluid gingival este esenţial pe parcursul multiplelor faze terapeutice de realizare a unei **RPF.** Pentru confortul şi siguranţa pacientului şi pentru a asigura accesul şi vizibilitatea optimă pentru operator, saliva şi apa introdusă în cavitatea bucală m timpul diferitelor manopere trebuie îndepărtate.

Pentru a menţine un câmp operator uscat se utilizează mai multe metode, singulare sau în combinaţie. Necesitatea de a îndepărta fluidele din cavitatea bucală depinde de procedeul care se efectuează.

Controlul fluidelor se realizează cel mai eficient cu ajutorul ***digii.*** în cadrul tratamentelor protetice utilizarea digii are însă indicaţii limitate. Astfel, în timpul preparării dinţilor , trebuie să se îndepârteze cantităţi mari de apă care provin de la turbină, şi totodată trebuie evitată lezarea părtilor moi (buze, obraji). Când se ia o amprentă sau se fixează o restaurare, nu există o cantitate atât de mare de salivă, m schimb este necesar sâ se obţină o izolare perfectă.

Se indicâ izolarea cu digâ, nu atât m timpul preparârii pentru un inlay sau un onlay, ci mai ales în cursul fixării. în timpul amprentării cu elastomeri este necesar să se izoleze diga cu vaselină, deoarece materialul de digă inhibă polimehzarea polivinil siloxanul. Evident clamele nu vor putea fi fblosite.

Diga asigură, pe lângă izolarea perfectă şi un mare grad de securitate. Procedura de aplicare este destul de laborioasă, trebuie urmăriţi cu strictețe toţi timpii operatori. Dar prin exerciţiu, poate intra în practica de rutină şi va permite medicului să obţină rezultate excelente.

Există situaţii când nu se poate aplica diga. 0 izolare parţială , suficientă pentru anumite manopere se obţine cu ajutorul *rulourilor de vată şi a compreselor.* In acelaşi scop se pot folosi şi nişte triunghiuri absorbante (wafers), care pe lângă faptul că îndepărtează buzele şi obrajii au şi rolul de a obstma orificiul glandei parotide, reducând secreţia salivară.

Mai frecvent şi mai uşor de utilizat este *aspiratorul de salivâ.* In figura 14.1. sunt reprezentate schematic cele mai uzuale dispozitive pentru aspiraţia fluidelor: aspiratorul de salivă (a), Svedopterul (b) şi aspiratoml chirurgical (c).

Aspiratoml chimrgical, ce crează vacuum, are indicaţii limitate, fiind necesară prezenţa asistentei care să-1 menţină în poziţie. (fig. 14.2.)

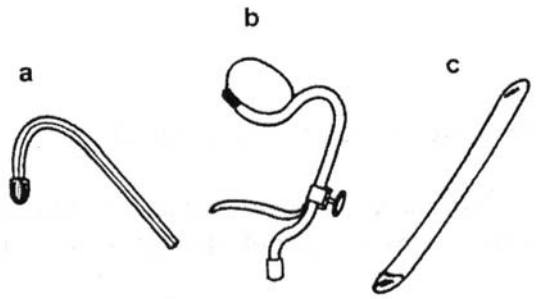


Fig. 14.1. Dispozitive pcntru aspiraţia fluidelor: aspiratorul de salivâ (a), Svedopterul(b) şi aspiratorul chirurgical (c) [11]

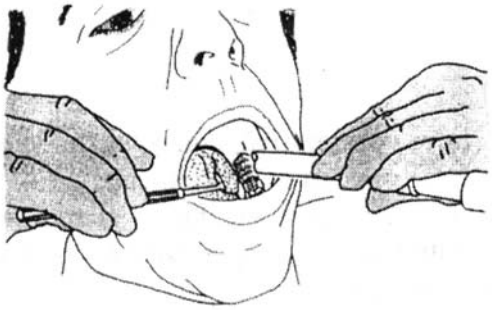


Fig. 14.2. Protejarea limbii cu oglinda şi poziţionarea aspiratorului chirurgical [11]

Automatomul şi **Svedopterul** se utilizează atunci când se lucrează la arcada mandibulară. Svedopterul (fig. 14.1.b) este prevăzut cu o oglindă şi un sistem de aspirare. Eficienţa Svedoptemlui este sporită dacă se foloseşte împreună cu rulouri de vată, având dublu rol, aspiră fluidele bucale şi totodată menţine limba pacientului (fig. 14.3.).

Eficienţa Svedopterului este sporită în condiţiile când capul pacientului se află în poziţie verticală, astfel apa şi alte fluide pot fi colectate prin efectul de aspiraţie (fig. 14.4.).

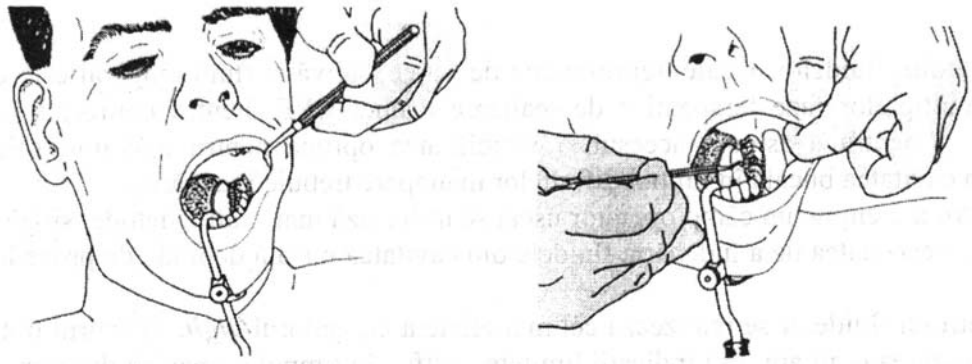


Fig. 14.3. Cu ajutorul Svedopterului se obţine o excelentă izolare a câmpului operator [11]

Medicaţia antisialozică

Există o categorie de pacienţi la care secreţia salivară abundentâ nu poate fi stăpânită prin dispozitivele amintite, facând imposibile anumite manopere, cum ar fi amprentarea şi cimentarea.

Dintre *medicamentele* utilizate pentru reducerea fluxului salivar amintim: *bromura de metantelină* (banthine) sau *bromura de propantelină* (pro-banthine). Acestea sunt anticolinergice

gastrointestinale, ce acționează asupra mușchilor netezi, determinând ca efect secundar reducerea secreției salivare. 0 tabletă de **50 mg Banthine** sau **15 mg Pro-Banthinc,** luată cu o oră înainte de manopera stomatologică, va asigura un control eficient al secreției salivare. Alt medicament utilizat ca și antisialogog este *clonidina,* medicament antihipertensiv, doza fiind de 0,2 mg, cu o oră înainte de ședința de tratament.

Aceste medicamente sunt **contraindicate la orice pacient cu hipersensibilitate, cu glaucom, astm, sindrom obstructiv gastrointestinal sau urinar.** Ele sunt potențate de antihistaminice, tranchilizante, analgezice narcotice, sau corticosteroizi.

Fig. 14.4. Când capul pacientului se atlâîntr-o pozitie verticală, fluidele se colectează la nivcliil planșeului, de unde pot t1 colectate cu ușurintă [11]

14.2. PREGATIREA ȘANȚULUI GINGIVAL ÎN VEDEREA AMPRENTĂRII

Relația dintre proteza fixă și țesuturile înconjurătoare dure și moi trebuie considerată un factor crucial al succesului clinic pe termen lung. Marea majoritate a eșecurilor restaurărilor tumate se datorează unei adaptări marginale deficitare. Adesea cauza principalâ a unei adaptări marginale deficitare este reprezentatâ de reproducerea incompletâ m amprentă a detaliilor marginale. Chiar și cel mai priceput tehnician, care utilizează cele mai noi și performante materiale nu poate învinge problemele cauzate de o amprentâ infidelă.

0 proteză fixă necesită o amprentă precisă, care să înregistreze cu acuratețe zona terminală a dintelui preparat.

Materialele elastice de amprentare se introduc m cavitatea bucală m stare semifluidă. Ele fiind puțin compresibile nu reușesc sâ îndepărteze gingia liberâ și papila interdentară. însăși elasticitatea țesuturilor moi contribuie la transformarea șanțului gingival într-un spațiu virtual. Dacă totuși masa de amprentare reușește să pătmndă puțin în sulcus, marginile vor fi subțiri, friabile, cu tendință la deformare.

Pentru reproducerea fidelă a zonei terminale a bontului, se impune pregătirea prealabilă a șanțului gingival, urmărind obiective precise:

- îndepărtarea temporară a tesuturilor gingivale de pe suprafetele dentare pentru a evidenția zona cervicală și o parte din suprafața subiacentâ; se asigură astfel acces în plan vertical pentru elastomeml fluid.
- crearea unui spațiu m plan orizontal care să asigure grosime suficientâ marginilor amprentei, evitându-se astfel distorsionările, condiție prealabilă a acurateței;

distanțarea gingiei trebuie menținută pe toată durata întăririi amprentei;

• spațiul creat pentru materialul de amprentare trebuie sâ fie uscat, farâ salivă, secreții sulculare sau hemoragie şi trebuie să se mențină uscat în perioada polimerizării intrabucale, pentru a nu mfhiența negativ calitâțile mecanice ale elastomerului.

Materialele de amprentă sunt hidrofobe, deci m vederea înregistrării cu acuratețe a detaliilor este nevoie să se îndepărteze toate urmele de sânge, secreții salivare şi gingivale.

Condiția prealabilă a lărgirii temporare a şanțului gingival este integritatea parodonțiukii marginal. Dacă s-a produs traumatizarea lui, m timpul preparării bontului, se va temporiza amprentarea până m momentul când parodonțiul marginal este complet vindecat.

Lârgirea temporară a şanțului gingival este indispensabilă deoarece limita cervicală a preparațiilor este situată la nivelul crestei gingivale sau m şanțul gingivo-dentar.

Există la ora actuală o multitudine de metode pentru lârgirea temporară a şanțului gingival: mecanice, mecano-chimice, electrochirurgicale, chiuretajul gingival rotativ (gingirotajul).

Lezarea gingiei poate apare chiar şi m condițiile m care zona terminală se prepară cu multă precauție. Dacă nu se tratează aceste țesuturi inflamate înainte de amprentare, zona terminală nu va fi reprodusă cu acuratețe.

Dacă gingia este sânătoasă înainte de a se începe tratamentul restaurator protetic, după lărgirea temporarâ a şanțului gingival ea se va regenera, permițând adaptarea corectă a restaurării la nivelul zonei terminale (fig. 14.5.d).

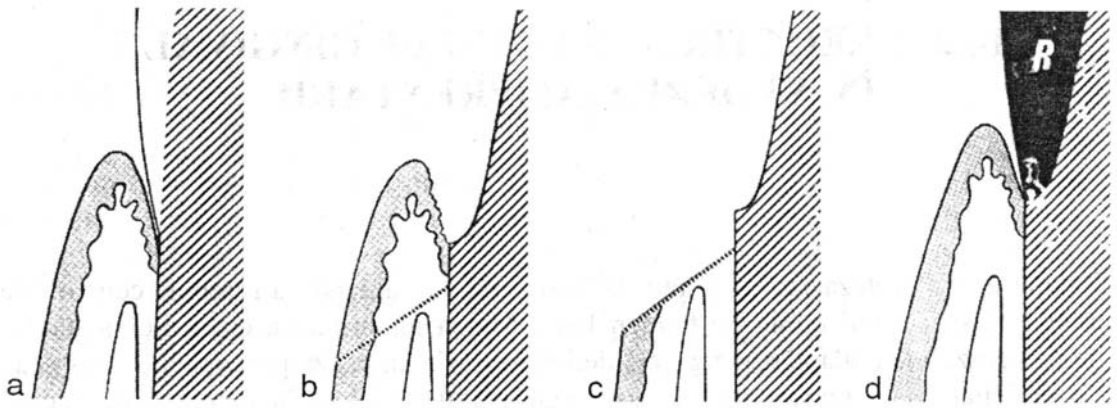


Fig. 14.5. Imaginea şanțului gingival înainte de prepararea dintelui (a), după preparea cu ajutorul unui instrument diamantat în chanfrein (b). după lârgirea temporarâ prin metoda chirurgicalâ (c) şi după poziționarea restaurării (d).

14.2.1. LĂRGIREA TEMPORARĂ A ŞANȚULUI GINGIVAL PRIN METODA MECANICĂ

Una din primele metode de înregistrare m amprentâ a zonei terminale a fost cea cu ajutorul ***inelelor de cupru.*** In principial, metoda se bazează pe ghidarea mecanică a masei termolastice ramolite de către inelul de cupru. Prin insinuarea marginilor sale între gingia liberă şi dinte se pot amprenta suprafețele subiacente zonei cervicale.

Alegerea şi confecționarea inelului de cupru este precedată de măsurarea perimetrului bontului (prin dentimetrie) cu o sârmă moale de wiplă cu grosime de 0,2-0,3 mm. Alegerea

inelului se face cu ajutoml unui con pentru măsurat inele pe care se aplică perimetrul de sârmâ. Dacă nu găsim diametml potrivit este preferabil sa se aleagă un inel mai strâmt, care se poate lărgi cu un cleşte Peeso. Inelul se introduce pe bont în axul dintelui şi paralel cu dinţii vecini până face contact cu papila interdentară. Capătul se festonează de aşa manieră încât să urmărească conturul marginii gingivale libere, apoi se bizotează la un unghi de 45°. Scopul bizotarii este ca inelul perfect adaptat să poată pătmnde în şanţul gingival păstrând contact intim cu dintele fară a leza, prin grosimea marginii sale, epiteliul versantului intem al gingiei libere.

Controlul adaptării inelului m sens axial se face cu ajutorul vârfului fin al sondei dentare, iar în sens transversal se face cu ajutorul unui ac Miller. Vârful acului trebuie să se oprească pe bont şi niciodată nu trebuie să înţepe gingia.

Marginile inelului de cupru trebuie să rămână netede pentru a nu leza parodonţiul marginal după care se va umple cu material de amprentâ termoplastic, m prealabil ramolit şi se va aplica de-a lungul axei de insertie a dintelui preparat. Dacă nu se manevrează cu grijă, poate apare riscul lezării ataşamentul epitelial. Recesiunea ce apare după aplicarea inelelor sau benzilor de cupm este minimă, fiind cuprmsâ între 0,1-0,3 mm.

Odată cu introducerea materialelor de amprentâ elastice, s-a trecut la utilizarea altor mijloace pentru lărgirea temporară a şanţului gingival, cele mai uzuale fiind ***şnururile de bumbac.*** Prin inserarea unui **şnur neimpregnat** m şanţul gingival şi lăsarea lui timp sufficient de lung se poate obţine o lărgire temporară prin simpla acţiune mecanică După scoaterea şnumlui din şanţ, se va putea introduce materialul de amprentă, înregistrându-se cu fidelitate zona terminală a preparaţiei. De multe ori utilizarea acestor şnumri sau fire de bumbac neimpregnate este însă ineficientă, neputând realiza controlul hemoragiei sulculare.

Din datele din literatură rezultă că jumătate din amprentele luate după ce lârgirea şanţului s-a facut doar cu fire de bumbac neimpregnate nu au fost precise şi a fost necesară refacerea lor.

Probabilitatea înregistrării cât mai fidele a zonei terminale scade cu cât numărul dinţilor stâlpi creşte.

în situaţiile m care se amprentează un număr limitat de dinţi stâlpi de la nivelul unei hemiarcade, iar preparările nu se extind prea mult subgingival poate fi utilizată diga, dar trebuie;

evitată folosirea ei, dacă se amprentează cu polivinil siloxan, deoarece aceasta inhibă polimerizarea materialului de amprentă.

14.2.2. LĂRGIREA TEMPORARĂ A ŞANŢULUI GINGIVAL PRIN METODA CHEMOMECANICĂ

Prin combinarea acţiunii chimice cu presiunea mecanicâ, se realizează concomitent atât lărgirea şanţului gingival cât şi controlul fluidelor sulculare.

Un material pentru lărgirea şanţului gingival trebuie să îndeplinească cel puţin trei condiţii:

- efîcienţa m obţinerea deplasării gingivale şi a hemostazei;
- absenţa unei afectări ireversibile a ţesuturilor gingivale;
- absenţa unor efecte sistemice nedorite .

Conform unui studiu efectuat în 1985, 95% din stomatologii din SUA foloseau uzual şnumri de retracție gingivală. Există la ora actuală pe piața de produse stomatologice peste 150 de şnururi de retracție, de variate forme şi mărimi, impregnate cu diverse substanțe medicamentoase

Pentm a putea selecta cele mai adecvate şnururi s-au folosit şase criterii de evaluare a performanțelor clinice ale acestora :

1. cât de uşor se inseră şnurul în şanțul gingival;
2. dacă şnurul se desface în timpul plasării;
3. cât de rapid se produce hemostaza;
4. cât de mult se lărgeşte şanțul gingival;
5. dacâ a apârut sângerarea dupâ scoaterea şnurului;
6. dacă şanțul gingival râmâne uscat dupâ îndepărtarea şnurului.

Substanțe astringente utilizate pentru retracția gingivală

Agenții caustici, aşa cum sunt acidul sulfuric, acidul tricloracetic, negatolul (acid metacrezol sulfonic şi formaldehidă) şi clorura de zinc, utilizați m trecut pentru retracția gingivală au fost abandonați datorită efectelor nedorite.

De-a lungul mai multor ani, ***epinefrina racemicâ*** *8%* a fost considerată **cel mai popular agent chimic pentru retracție gingivală.**

Epinefrina produce hemostază şi determină vasoconstricție locală şi în felul acesta determinâ retracție gingivală tranzitorie. Există diverse controverse cu privire la utilizarea epinefrinei, la ora actuală scăzând semnificativ utilizarea sa, mai ales m rândul stomatologilor care au terminat studiile după 1980. Epinefrina cauzează o creştere a presiunii sanguine şi creşte ritmul cardiac. Firele impregnate cu epinefrină produc modificări fiziologice minime la nivelul şanțurilor gingivale intacte. Creşterea ritmului cardiac şi a presiunii sanguine sunt mai dramatice dacă şnurul este aplicat la nivelul unor țesuturi dilacerate, sau când se aplică direct bulete de vată impregnate cu epinefrină. Pentm pacienții cu afecțiuni cardiovasculare, hipertensiune, diabet, hipertiroidism sau o sensibilitate cunoscută la epinefrină, se va utiliza un şnur impregnat cu alți agenți astringenți. Nu se va utiliza epinefrina nici la pacienții care folosesc compuşi de Rauwolfia, P blocanți, monoamin oxidaze sau medicamente ce potențează efectul epinefrinei. Chiar şi pacienții care nu prezintă contraindicațiile mai sus menționate pot dezvolta aşa-numitul *sindrom la epinefrină* (tahicardie, tahipnee, creşterea presiunii sanguine, anxietate, depresie postoperativă).

Actualmente, cele mai uzuale substanțe utilizate pentru retracția gingivală sunt:

• clorura de aluminiu;

• sulfatul dublu de potasiu şi *aiumimu-alaunuî* (termenul este utilizat impropriu pentru sulfatul de aluminiu);

• sulfatul de aluminiu;

• sulfatul feric.

Aceste soluții astrmgente sunt livrate fie în flacoane, fie sub formâ de fire sau inele de bumbac preimpregnate.

Există o mare varietate de fire de bumbac, răsucite, împletite, având grosimi diferite. Şnumrile neimpregnate se vor insera m şanțul gingival după umectarea m soluțiile astringente.

Un studiu efectuat m 1999 de Jokstad şi colab. (7) a evidențiat câ şnururile de retracție gingivală împletite sunt considerate mai eficiente decât cele răsucite.

Numeroase studii au investigat eficiența deplasării tisulare, hemostaza şi iritația tisulară produse de diferite substanțe astringente utilizate pentru retracția gingivală. Marea majoritate a

substanţelor medicamentoase crează o suficientă deplasare a ţesuturilor gingivale, astfel încât să poată fi expuse marginile preparaţiei m vederea amprentării.

Fisher (5) în 1987 a evidenţiat că şnurul impregnat cu soluţie 13,5% sulfat feric timp de un minut produce o retracţie gingivală suficientă pentru a obţine o amprentare precisă a zonei sulculare. Dacă acelaşi şnur se utilizează timp de 10-20 de minute, deplasarea tisulară se va menţine cel puţin 30 de minute, aşa după cum arată Benson(1986).

Şanţurile gingivale lărgite prin aplicarea şnurului neimpregnat se închid rapid dupa primele minute, în timp ce şanţurile m care s-au aplicat şnururi impregnate cu diferite substanţe medicamentoase rămân mai mult timp lărgite. în privinţa eficienţei lărgirii şanţului gingival, nu s-au găsit diferenţe între şnumrile impregnate cu alaun sau epinefrmă .

Numeroase medicamente utilizate ca ***decongestionanţi nazali sau oftalmici*** pot fi utilizate ca agenţi de retracţie gingivală. Astfel fenilefrine hidroclorid 0,25% s-a dovedit a fi la fel de eficient ca şi epinefrina şi alaunul, iar oximetazolin hidrocloridul 0,05% sau tetrahidrozoline hidrocloridul 0,05% (Visine) s-a dovedit a fi cu 57% mai eficient.

Multe substanţe chimice ce au un efect astringent sunt stabile doar la valori mici ale pH-ului. Ca urmare a acestor valori scăzute ale pH-ului, contactul dintre soluţia astrmgentă şi dintele preparat trebuie să fie cât mai mic, pentru a menţine intact *smear-layerul.*

In tabelul 14.1. prezentăm principalele substanţe utilizate pentru retracţia gingivală.

Tabelul 14.1.

Câteva substanţe pentru lărgirea temporară a şanţului gingival

Producător	AlCla	AhK(S04)3	Al2(S04),	FC2(S04)3	Epinefrina	Combinaţie de substanţe
Aseptico, Inc-Kirkland, WA	•	Sulpak K-Alum - Astringent R-			Sulpak Epinephrine, vasoconstrictor,	Astringent Plus Vasoconstrictor, R 44,45,46 (T)
Belport Co Camarillo CA	Gingi - Aid(T,W)	.			Gingi-Pak(T,W)	-
Miles Dental Prod South Bend, IN	-	-	Cutter cord, sulfatde aluminiu		Cutter cord epinefrinâ(W)	-
Pascal Dental, Bellevue, WA	-	-	Pascord(T) siltrax A.S. 8W)	-	Racord(T) Siltrax Epi (W)	Racord II (T,W) Epinefrina+teno su Ifat de zinc
Premier Norriston PA	Hemodent				-	-
Sultan dental prod Englewood, NJ	-	Sulpak (T) Ultrax(W)	. -.		Sulpak (T) Ultrax(W) 4% epinefrinâ	Sulpak(T), Ultrax (W) 4% epinetrina+
Ultradent SaltLakeCity			-	Ultrapak astringedent	-	-
VanROxnard CA	GingiGeI(W)	Flexi Braid(W) GingiYarn(T)	-	-	GingiYarn(t)	GingiBraid(W) FlexiBraid/W) GingiCord(T)

într-un studiu *in vivo* efectuat de Weir şi Williams (12), nu s-au gâsit diferenţe semnificative m ceea ce priveşte controlul hemoragiei realizat cu ajutorul şnumrilor impregnate cu sulfat de aluminiu şi cele impregnate cu epinefrină.

In cazul utilizării şnumrilor impregnate cu alaun sau clorură de aluminiu, şanţurile lărgite s-au închis doar într-un procent de 10-20% după primele 8 minute. Cele impregnate cu derivaţi de adrenalină s-au închis m proporţie de 50% m acelaşi interval de timp.

După 12 minute, cu excepţia şanţurilor m care s-au aplicat şnururi impregnate cu clorurâ

de aluminiu, care au rămas încâ lărgite în proporţie de 80%, restul au revenit aproape în totalitate la forma iniţialâ.

Laufer (8) şi colab. (1997) au investigat comportamentul şanţului gingival după îndepărtarea şnurului, influenţa tipului de ţesut gingival, adâncimea şanţului gingival, grosimea şnurului şi tipul de substanţă medicamentoasă utilizată. Cercetătorii au evidenţiat câ diferenţele anatomice şi microstructurale ale ţesutului gingival sunt responsabile de patemul de revenire ale acestuia la forma iniţialâ după lărgirea temporară a şanţului cu diferite substanţe medicamentoase. Gingia de la nivel proximal nu este doar mai subţire decât cea din zona vestibularâ, ci este şi mai bogatâ m fibre de colagen. La nivelul zonei proximale se intersectează fibre dentogingivale şi semicirculare, iar fibrele transgingivale îşi au originea la nivelul dintelui adiacent. Jumătatea coronară a şanţului gingival are un strat epitelial protectiv mult mai gros decât jumătatea apicală. Regiunea coronară are o rezistenţâ mai bună la produşii toxici ai plăcn bacteriene decât regiunea epiteliului joncţional.

Zona proximală a şanţului, vizibilă în amprentă, este zona unde, de cele mai multe ori, apar defecte şi inexactităţi. Acest aspect este comparabil cu ceea ce au evidenţiat studiile lui Laufer, respectiv şanţul în zona proximalâ se închide mai repede decât cel din zona vestibulară (8).

Şanţul gingival trebuie să rămână deschis suficient de mult timp pentru ca materialul de amprentă să curgă şi să umple întregul spaţiu obţinut prin retracţia gingiei libere. Timpul de întărire este de aproximativ *2-4* minute pentm siliconi şi 3-7 minute pentru polieteri, timp în care şanţul gingival va rămâne deschis. Este suficientâ o lârgire sulcularâ de minim 0,2 mm pentru a asigura o grosime corespunzătoare de material de amprentă. La această grosime nu există riscul distorsionării sale în timpul dezinserţiei amprentei (8).

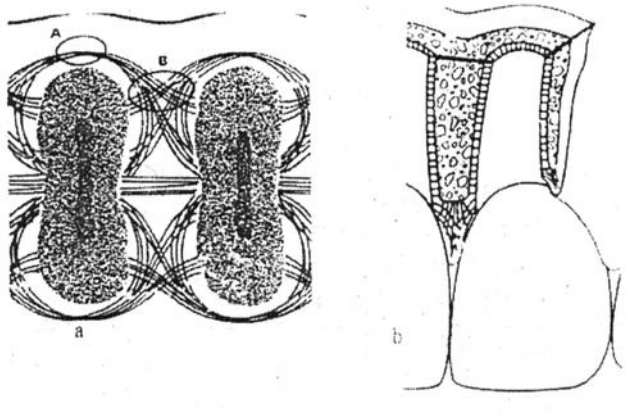


Fig. 14.6. Secţiune orizontală la nivelul crestei interdentare, care ' evidenţiază diferitele grupuri de fibre de la nivelul cementului ce se '" încrucişează cu fibrele semicirculare de la nivelul dintelui adiacent (a);fibrele alveolare şi gingivale din zona interproximalâ sunt mai groase şi mai numeroase decât cele din zona vestibularâ (b)

.7 Utilizând timp de 6 minute şnurul pentru lărgirea temporară a şanţului, lărgirea obţinută a fost de 0,24 mm. Acestă lărgire se menţine şi după primele 20 de secunde după ce şnurul a fost scos din şanţ. Pentm un singur dinte stâlp, 20 de secunde este un timp suficient pentm a insera materialul de amprentă. **Dacă sunt mai mulţi dinţi stâlpi este posibil ca şanţul săse închidă înainte de a insera materialul de amprentă** Numeroase studii au arâtat că timpul necesar pentru completa vindecare a gingiei după deplasarea mecano-chimică variază de la 3 la 21 de zile (Loe& Silneşs, Azzu 1983).

Tehnica de inserare a şn urului impregnat în şanţul gingivaL

Timpii operatori sunt următorii:

1. *anestezia* locală este necesarâ doar în anumite situaţii;
2. *izoîarea* câmpului protetic;
3. se *secţionează o* lungime suficientă de şnur pentru a putea încercui dintele;
4. se *îmbibă snurul* m soluţie astringentă;

5. se *aplică şnurul* de-alungul dintelui şi se împinge uşor la nivelul şanţului cu un instmment adecvat.

Pentm a putea începe operaţiunea de lărgire temporară a şanţului gingival în vederea amprentării avem nevoie de un câmp operator uscat. Se va utiliza un aspirator de salivă, iar cadranul în care urmează sâ se aplice şnurul se va izola cu mlouri de vată.

Capetele firului se prind între police şi arătător şi se conformează un inel care se aplicâ în jurul dintelui (fig. 14.7.)-

Şnurul de retracţie se va îmbiba cu soluţie de clorurâ de aluminiu *(Hemodent).* S-a demonstrat că şnumrile impregnate cu epinefrinâ sau alaun sunt de două ori mai efîciente dacâ înamte de inserarea în şanţ sunt saturate cu soluţie de clorură de aluminiu.

Şnurul conformat în formâ de *U* se va aplica în jurul dintelui preparat. Capetele se ţin între police şi arătător şi se aplică presiuni uşoare în direcţie apicală. Cu ajutorul unui instmment Fisher sau a unui instrument de plastic IPPA (Fig. 14.8.) se inseră şnurul de jur împrejurul dintelui, cu blândeţe în şanţul gingival, începând din zona proximală. Această manoperă este de fmeţe şi nu o demonstraţie de forţă. După ce s-a inserat mezial, cu aceeaşi mişcare fină se va insera şi distal.

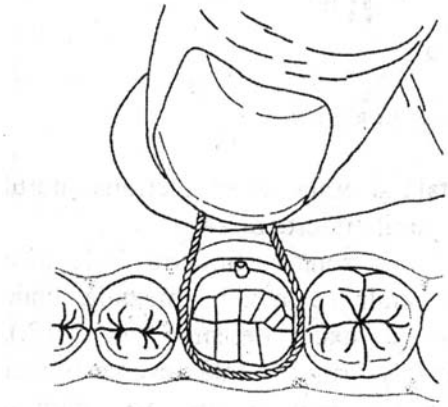


Fig. 14.7. Conformarea şnurului între police şi index şi aplicarea în jurul dintelui

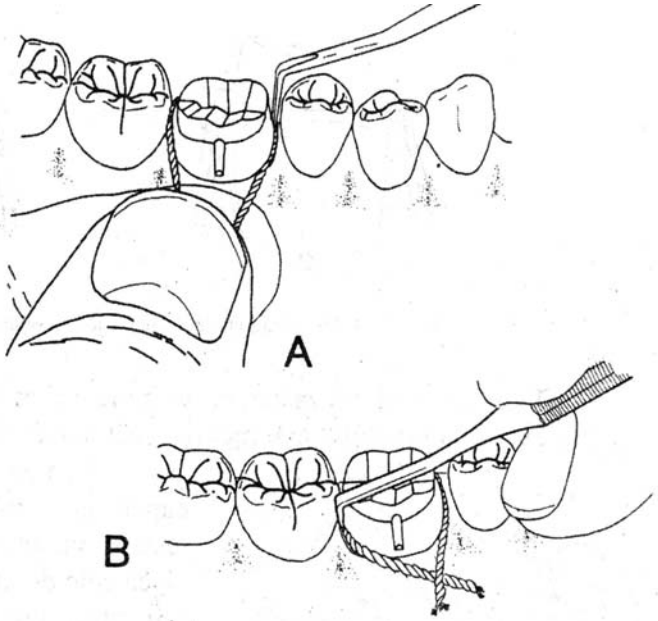


Fig. 14.8. Inserarea de reatracţie începe în zona mezialft (A); trebuie uşor aplicat şi în zona distală pentru a permite menţinerea în poziţie în timpul inserării (B)

Pomind de la muchia meziolinguală se continuâ inserarea şnumlui spre lingual, până la muchia distolinguală. Vârful instmmentului trebuie înclinat uşor de-a lungul zonei unde şnurul a fost deja plasat, m caz contrar şnurul se poate deplasa şi se poate chiar disloca. , hi situaţiile când există un sulcus îngust, sau o terminaţie cu modificări majore de contur, se poate menţine şnurul în şanţ utilizând un instmment Gregg 4-5 care se va menţine cu mâna stângă. (fig. 14.10.)

Cu ajutorul instrumentului Fisher menţinut m mâna

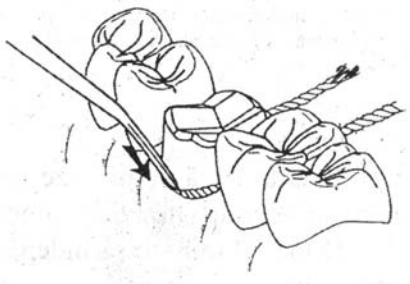


Fig. 14.9 Instrumentul de inserare a şnurului în şanţ este uşor înclinat către rădâcină pentru a facjlita plasarea subgingivală (11).

dreaptâ, se va continua inserarea şnumlui, prin presiuni exercitate de-a lungul dintelui. Dacă instmmentul este direcționat doar m direcție apicală, şnurul va ieşi din şanțul gingival.

In imaginea de mai jos (fig. 14.11) este evidențiată inserarea corectă (a) şi incorectă (b) a şnumlui în şanț.

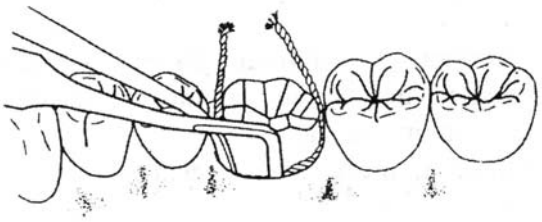


Fig. 14.10. în anumite situații, este necesarâ menținerea şnurulut cu un instrument şi inserarea să se facă cu alt instrument (11).

Dacă într-o anumitâ zonă a şanțului gingival şnurul nu rămâne poziționat, mai ales dacâ este vorba despre o zonă foarte îngustă a şanțului gingival, nu trebuie aplicată o forță mai mare, ci se preferă menținerea timp mai
îndelungat a unei presiuni mai scăzute. în caz de eşec se va utiliza un alt şnur mai subțire sau

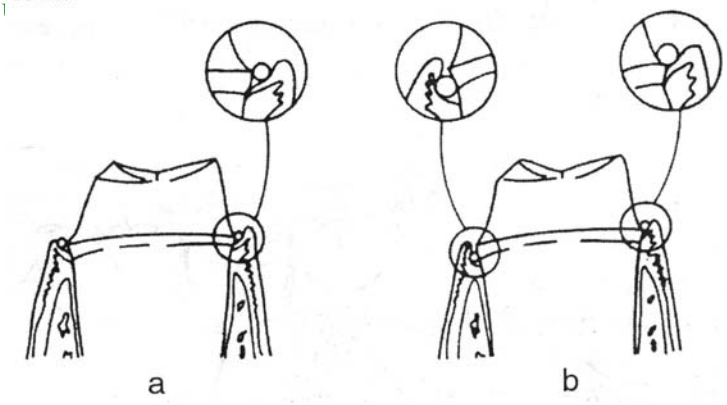


Fig. 14.11. Inserarea şnurului deretracție lanivelul şanțului:a- corect, b- incorect

După ce s-a fmalizat inserarea m zonele mezialâ, distalâ şi orală, se va secționa şnurul care este m exces, la nivelul zonei meziale, cât mai aproape de papila interdentară.

Urmează inserarea m zona vestibulară. Cele două capete ale şnurului se întâlnesc în zona mezială, unde țesutul va putea tolera un exces de şnur (fig.14.12.). Dacă cele două capete ale şnurului se întâlnesc vestibular sau oral, unde gingia este mai subțire, va apare o dehiscență la acest nivel, iar înregistrarea liniei terminale în această zonă nu va fi corectă.

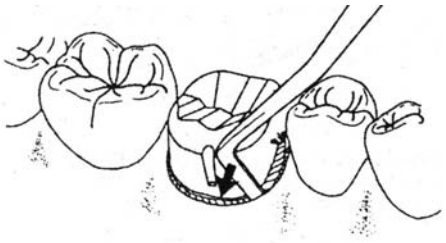


Fig. 14.12. Inserarea capâtuluidistal al şnurului continuâ până când se întâlneşte cu capătul mezial

Inserarea şnurului trebuie facută m acelaşi timp cu fermitate şicu blândețe, astfel încât acesta sâ rămână la nivelul zonei terminale. Medicii neîndemânatici („cu mână grea") pot traumatiza epiteliul gingival. *Trebuie evitată presiunea şi inserarea exgerată a şnurului m şanțul gingivaî.*

Este bine să se plaseze mai multe comprese în cavitatea bucală, atât pentm menținerea unui câmp operator uscat cât şi pentru a-i crea pacientului o senzație de confort.

După 10 minute se îndepărteazâ uşor şnurul, evitând să se producâ sângerarea. Inainte de a scoate şnurul din şanț se va umecta cu spray-ul de apă, pentru a nu apărea leziuni la nivelul

mucoasei decăptuşire (asemănătoare *arsurilor* ce apar în momentul când nilourile de vată aderă la nivelul mucoasei bucale desicate).

Materialul de amprentă se va injecta cu siringa direct în şanţ, după ce acesta a fost spălat cujet de apă şi uscat. Dacă persistă sângerarea , se va temporiza amprentarea.

Soluţia de sulfat feric, în contact cu sângele determină precipitarea instantanee a proteinelor formând un coagul. Prin îndepărtarea coagulului cu un jet de apă, suprafaţa subiacentă prezintă sângerare, care nu va permite amprentarea.

Pentru a preveni acest aspect, a fost propusă utilizarea ***Dento-Infusorului*** ce permite infuzia soluţiei hemostatice Astringedent *(Ultradent Products,USA)** la nivelul şanţului gingival. Acest sistem constă dintr-un tub de metal sau plastic cu un vârf de pensulare la un capăt (fig. 14.13). Dacă se ataşează o siringă care conţine soluţia hemostatică şi se menţine ferm la nivelul sulcusului capâtul de pensulare, se va permite o infuzie fară presiune exagerată a soluţiei de sulfat de fier la nivelul şanţului gingival. Substanţa hemostatică se va infiltra m vasele capilare de la nivelul sulcusului şi va produce coagularea la nivelul orificiilor capilare. în acest fel câmpul operator va rămâne uscat, fară sângerare.

Depinzând de starea de sănătate parodontalâ şi sistemică a pacientului, o hemostază adecvată se poate obţine trecând de 2-3 ori sau chiar de mai multe ori cu soluţia Astringedent de-a lungul şanţului gingival.

Şnumrile impregnate împletite (Ultrapak, *Ultradent Product, USA),* asemănătoare firului de lână, pot fi aplatizate şi sunt preferate pentru a realiza îndepărtarea iniţialâ a ţesuturilor, mai ales când se utilizează tehnica cu două şnururi. în cazul şanţurilor foarte înguste se aplică iniţial un şnur de grosime mică, răsucit (fig. 14.14.).

Fig. 14.13. Solutia Astringedent şi aplicatorul Dento-Infusor

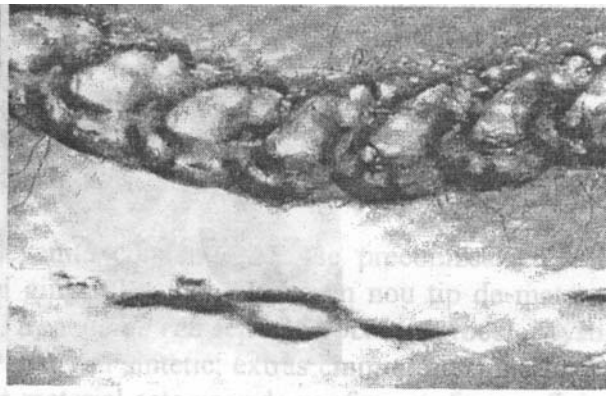


Fig. 14.14. Firul răsucit şi împletit are aproape aceeaşi masa pe unitatea de lungime; cel împletit poate absorbi o cantitate **.mai** mare de solutie

.

Firul Ultrapak impregnat cu Astringedent se va introduce la nivelul şanţului după tehnica descrisă anterior (fîg. 14.15.,14.16.). Uşurinţa aplicării se datorează faptului că şanţul gingival este nesângerând. Şnurul se va lăsa timp de câteva minute m şanţ, dar, de obicei, un minut este suficient pentru a obţine efectul dorit.

Dacâ s-a procedat corect, atunci când se examinează amprenta, se observă marginile preparării de jur împrejur, lăţimea şanţului fiind umformă (fig. 14.17.). Este important să nu existe margini prea subţiri, neregulate şi anfractuoase la nivel cervical, pentru a-i putea oferi tehnicianului informaţii precise asupra zonei terminale.

In cazul şnurului sub formâ de ***buclâ,*** tehnica este puţin diferită. După secţionarea unei lungimi de 3-4 cm de şnur, se prind cele două capete cu o pensă Pean sau o pensă de sutură şi se

- Astringedent = hemostatic pe baza de Fez (304)3 fârâ epinefrină şi fară clorură de aluminiu

formează o buclâ care trece de jur împrejurul dintelui preparat. Prmtr-o uşoară presmne în direcţie apicalâ se menţine şnurul la nivelul limitei cervicale palatinale sau linguale. Cu ajutorul spatulei sau a unui instrument special, şnurul se va insera cu uşurmţâ, practic va glisa dinspre mezial spre distal şi apoi oral. Apoi pensa va elibera capetele şnumlui, urmând ca el să se insere vestibular, dupâ care se vor secţiona capetele pentru a se putea uni mezial. Acestâ metodă este destul de rapidă, dar necesită un câmp de acţiune destul de larg, fiind indicată mai ales în zona

antenoară. Există pe piaţa produselor stomatologice, şnumri sub formâ de bucle montate direct pe suportun din plastic.

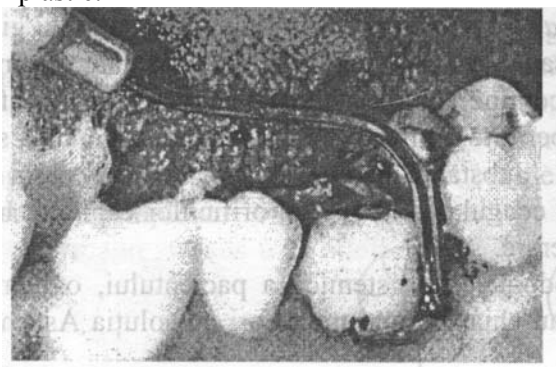


Fig. 14.15. Aplicarea soluţiei hemostatice cu ajutorul Dento-infuzorului

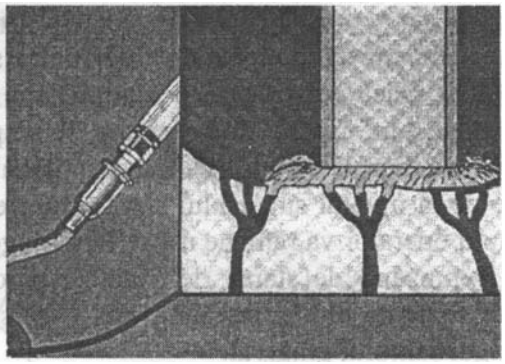


Fig. 14.16. Ţesuturile gingivale siint menţinute ferm cu vârful Dento-infuzorului, iar soluţia hemostatică se va aplica cu presiune.

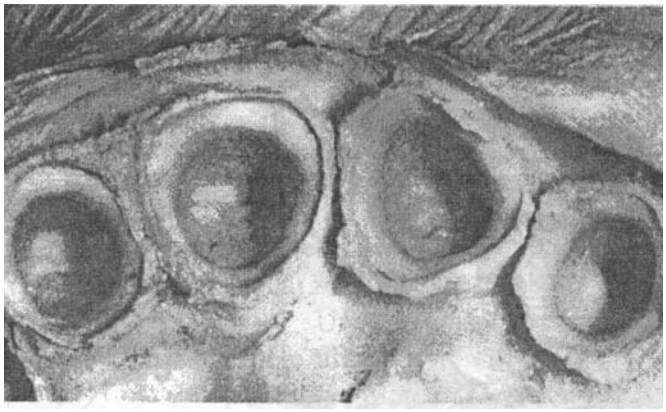


Fig. 14.17. Imaginea relativ precisă a zonei terminale la nivelul amprentei

0 altă metodă utilizată este cea în care se utilizează ***douâ şnururi de retractie*** unul maisubţire, nr.l, şi unul mai gros, nr.2. In fig. 14.18. se observă inserarea celui de-al doilea fir cu aJutorul spatulei speciale.

Fig.14.18. Cele douâ fire de grosimi diferite. nr. 1. respectiv nr.2 care se vor introduce în şanţul gingival înainte de amprentare

Tehnica este următoarea: se inseră un fir nr. 1 subțire şi neimpregnat la nivelul şanţului, care provoacă prin simplă acțiune mecanică o deplasare apicală a gingiei marginale. Fiml nr.2, de obicei impregnat, va fi inserat deasupra primului, inserția sa fiind facilitată de prezența

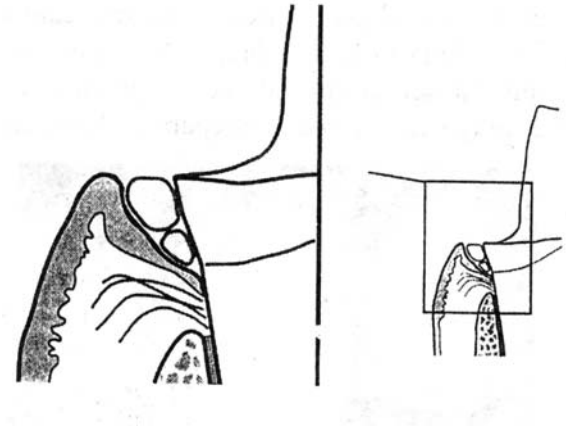


Fig. 14.19. Primul şnur deplasează apical gingia liberă, iar cel de-al doilea lârgeşte şanțul.

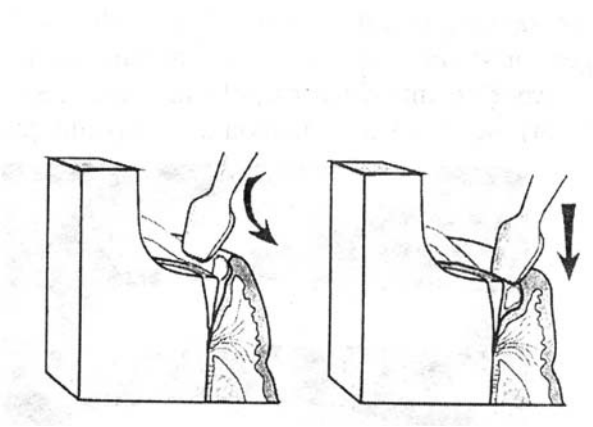


Fig. 14.20. Aplicarea celui de-al doilea şnur cu ajutorul spatulei prin metoda din aproape în aproape

acestuia. Al doilea fir va permite o deplasare orizontală a gingiei libere (fig. 14.19. şi 14.20.) şi va fi retras înainte de amprentare, în timp ce ***primulfir va râmâne în şanț.*** Acestă tehnică trebuie efectuată cu multă precauție pentru a nu leza ataşamentul epitelial.

Avantajele tehnicii de lărgire temporară a şanțului gingival cu două şnururi sunt:

- metoda se practică în aproape toate situațiile clinice (este contraindicată în cazul unui şanț foarte puțin adânc, după tratament chirurgical parodontal, sau a unei preparații sub formă de chanfrein lung, care nu poate reține primul şnur);
- dacă este corect executată, această metodă este mai puțin agresivă;
- în general, nu provoacă sângerare şi rareori necesită anestezie.

Tehnica este însă destul de laborioasă, mai ales când există un număr mai mare de bonturi.

Pe lângă metoda cu şnur impregnat devenită convențională, se preconizează tehnici altemative. Pentm lărgirea temporară a şanțului gingival a fost propus un nou tip de material, care să lezeze cât mai puțin țesuturile gingivale. ***Benzile de retracție Merocel*** (Merocel, Mystic, Conn.) (Fig. 14.21.) sunt confecționate dintr-un material sintetic, extras chimic dintr-un polimer biocompatibil (hidroxilat polivinil acetat). Acest material este uşor de conformat, foarte eficient pentru absorbția fluidelor gingivale (sânge, salivă, fluid sulcular), neabraziv şi uşor de adaptat la țesuturile înconjurătoare. Merocel este un material absorbant hemostatic utilizat m **ORL,** m chirurgia gastrică, toracică şi otoneurologică.

în microscopia electronică cu baleaj se poate evidenția că Merocel nu conține fibre, deci plaga nu se poate contamina cu filamente, fiind redusă posibilitatea unei complicații postchimrgicale, cum ar fi infecția sau reacțiile inflamatorii.

Metoda de poziționare a acestor benzi din Merocel este facilă şi permite deplasarea atraumatică a țesuturilor gingivale. Benzile impregnate se inseră la nivelul şanțului gingival, iar apoi *cu ajutorul coroanelor provizorii se mențin timp de 10—15 minute in situ* sub presiune ocluzală (fig. 14.22.). Structura poroasă şi spongioasă a benzilor de Merocel, asigură un mediu uscat ce permite materialului de amprentă să înregistreze precis zona sulculară.

Un studiu preliminar efectuat de Ferrari şi colab. (4) a evidențiat că Merocel este un material eficient pentru lărgirea temporară a şanțului gingival, chiar şi în condițiile unor țesuturi gingivale aderente, subțiri.

Deoarece tehnica inserării şnurului în şanțul gingival este pentm mulți practicieni laborioasă, s-au introdus alte materiale, care prin efectul local determină lărgirea temporară a şanțului gingival. Astfel firma Cadco Dental Products comercializează produsul ***Astringiloid,*** care este un hidrocoloid reversibil, livrat sub formă de carpule. Acesta se aplică m şanțul gingival cu ajutoml siringii uniject. Tehnica este următoarea: după uscarea şi izolarea câmpulm operator se încălzeşte timp de 5 minute carpula într-o baie termostatica la o temperatura de 100 °C. Apoi se introduce carpula m uniject, şi cu ajutorul acului special (ac de grosime mare, curbat), se va injecta materialul la nivelul şanțului gingival al dintelui preparat. Manopera se

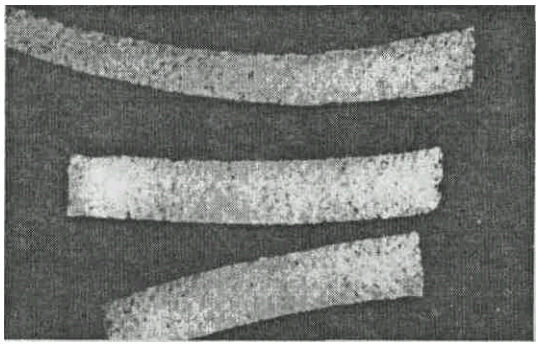


Fig. 14.21. Benzile de retracție Merocel cu grosime de 2mm

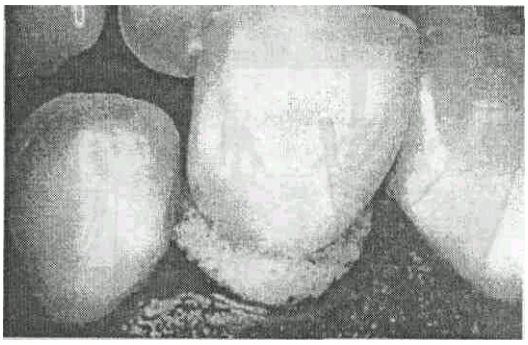


Fig. 14.22. Aplicarea benzilor Merocel în şanțul gingival al unui incisiv central şi mentinerea sa în poziție cu ajutorul coroanelor provizorii

repetă până când este acoperită aproape în întregime porțiunea coronară a bontului cu hidrocoloidul reversibil. După 5-10 minute, acesta se scoate printr-o mişcare de tracțiune uşoară, se spală cujet de apă, se usucă şi se amprentează.

Laboratoarele Pierre Roland comercializează un preparat pe bază de clorură de aluminiu şi caolin, denumit **Expasyl,** care se aplică prin injectare la nivelul şanțului gingival, realizând lărgire temporară fără a mai fi necesar şnurul de retracție.

14.2.3. CHIURETAJUL GINGIVAL ROTATIV - GINGIVOROTAJUL

Principiul metodei constă m lărgirea şanțului gingival prin eliminarea unei grosimi reduse de țesut din versantul intem al gingiei libere. Ingraham este cel care a propus pentru prima dată realizarea simultană a limitei cervicale subgingivale şi abrazarea epiteliului sulcular cu ajutoml unei freze diamantate cu granulație mică, de 150 *[im* (fig. 14.23.).

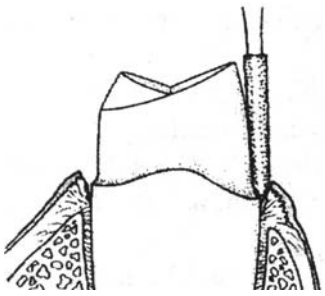


Fig. 14.23 chiuretajul gingival cu ajutorui unui instrument diamantat chiuretajul rotativ

Este necesar să se respecte următoarele trei condițn:
absența sângerării la sondare, adâncimea sulculară mai mică de 3 mm şi prezența unui țesut gingival cheratinizat adecvat. Kamansky şi colab. au evidențiat că țesutul gingival din zona palatinală, care este mai gros, se pretează mai bine la această tehnică decât țesutul mai subțire din zona vestibulară.

Pe langă lărgirea urmărită şi la celelalte metode, ajută la asanarea locala a gmgiei marginaie,

prin eliminarea câtorva straturi de celule epiteliale şi netezirea rădăcinii. în final, rezultă o gingie cicatrizată, fibroasă.

Tehnica a fost reluată de Touati care a conceput o frezâ diamantată cu un profil adaptat realizării în acelaşi timp a chanfreinului şi a chiuretajului gingival. :

Perelmuter propune utilizarea de freze speciale chiuretajului gingival, fără acţiune asupra ţesuturilor dure, considerând prepararea terminatâ. Rolul de ghidare a mstmmentului diamantat revine unui şnur de retracţie inserat m şanţ (fig. 14.24.).

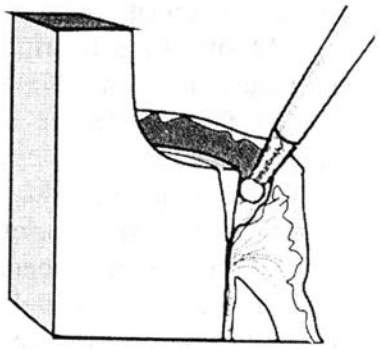


Fig. 14.24. Acţiunea frezei este limitată de un şnur de bumbac

Gingivorotajul se deosebeşte de chiuretajul parodontal prin limitarea sa la epiteliul intem al şanţului gingival, fără să fie afectată inserţia epitelială. Chiuretajul parodontal este utilizat m scopul debridării ţesuturilor distruse de la nivelul şanţului, pentru a permite reepitelizarea şi vindecarea.

S-au facut câteva studii pentru a compara eficacitatea şi procesul de vindecare după gingivorotaj şi după alte metode de lărgire temporarâ a şanţului. Kamansky şi colab. au evidenţiat o retracţie gingivală mai accentuată în cazul utilizării tehnicii gingirotajului decât prin tehnicile mecanochimice cu şnur de retracţie. Prin tehnica chiuretajului gingival rotativ există o aparentă discontinuitate a epiteliului sulcular, evidenţiindu-se microscopic repoziţionarea apicalâ şi creşterea adâncimii sulculare.

Tupac şi Neacy nu au găsit modificări histologice semnificative ale epiteliului sulcular între firele de retracţie şi gingirotaj. Completa vindecare apare după trei săptămâni.

Avatajele acestei tehnici sunt rapiditatea şi cicatrizarea rapidă dacă tehnica este corect efectuată.

Unul din *inconveniente* este reprezentat de hemoragie, impunându-se inserarea unui şnur hemostatic impregnat cu clomră de alummiu sau alaun, care se va îndepărta după 4-6 minute, iar şanţul gingival se va spăla abundent cu apă. Chiuretajul gingival nu se indică m cazul unui parodonţiu fragil şi e obligatorie efectuarea anesteziei.

14.2.4. LĂRGIREA ŞANŢULUI GINGIVAL PRIN METODA ELECTROCHIRURGICALĂ

Procedeul este folosit pe scarâ largă; *se* pbate obţine o largire a şanţului cu **bisturiul electric.** Concomitent se poate realiza şi o hemostază.

14.2.4.1. ELECTROTOMUL

Un **bisturiu electric** este un oscilator de înaltă frecvenţă sau un radio-transmiţător ce utilizează un tub de vacuum sau un tranzistor pentru a crea un curent de înaltă frecvenţă de

aproximativ 1 MHz (un milion de cicli pe secundă). Acest aparat generează căldură de aceeaşi manieră ca şi un cuptor cu microunde, sau cu un aparat de diatermie din fizioterapie. .[t] \ Meritul de a fi primul care a introdus utilizarea acestui aparat este al lui d' Arsonval. Experienţele sale din 1891 au demonstrat că electricitatea de înaltă frecvenţă va trece printr-un organism fară a produce durere sau spasm muscular, în schimb va produce o creştere a temperaturii tisulare.

Electrotomia produce distrucţie tisulară controlatâ pentru a obţine rezultatul chimrgical scontat. Curentul trece printr-un mic electrod de secţionare care produce o densitate mare de curent şi o creştere a temperaturii la punctul de contact cu ţesutul. Apare aşa-numitul efect Joule, vaporizarea celulelor epiteliale ale versantului intem al gingiei libere. Celulele adiacente cu electrodul sunt distmse de creşterea temperaturii. Circuitul se închide prin contactul dintre pacient şi un electrod de pământare, care nu va genera căldurâ la nivelul ţesutului, deoarece aria sa de suprafaţă mare va produce o densitate mică de curent. Electrodul rămâne rece, spre deosebire de electrocauter care se aplică incandescent pe ţesuturi.

Există mai multe tipuri de curent generat pentru uz electrochirurgical:

- curent neliniar, nerectificat, caracterizat prin vârfuri ce diminuează bmsc;
- curent parţial rectificat, ce produce o formă de unde semimodulate;
- curent complet rectificat care se consideră optim pentm lărgire şanţului, ce produce o continuă scurgere de energie;
- curentul complet rectificat şi filtrat este o undâ continuă ce produce o tăiere optimă, vindecarea ţesuturilor va fi iniţial mai bunâ decât în cazul utilizării undelor modulate/ producând o lezare iniţială mai mică decât cea prin undele modulate.

14.2.4.2. UTILIZAREA METODEI ELECTROCHIRURGICALE PENTRU LĂRGIREA TEMPORARĂ A ŞANŢULUI GINGIVAL

După terminarea preparării dintelui, şanţul gingival este îngust şi are o adâncime sub 2 mm. Cu ajutoml **bisturiului electric** se poate obţine lărgirea dorită, mai ales în porţiunea coronară a sulcusului şi totodată se obţine hemostază.

Medicul stomatolog trebuie sâ cunoascâ şi să ţină cont de anumite precauţii înainte de a indica lărgirea şanţului gingival cu ajutorul bisturiului electric :

- **Purtătorii de pacemaker prezintă contraindicaţie absolută,** la fel cei ce fac terapie radiantă sau prezintâ alte boli consumptive.
- Aceasta tehnică nu se recomandă m cazul gingiilor subţiri, aderente (caninii maxilari).
- Trebuie evitat contactul cu instrumente metalice, deoarece poate apare şocul electric.
- Se vor utiliza oglinzi de plastic şi aspiratoare de plastic.
- Este necesară o anestezie profundâ a ţesuturilor înconjurătoare. a Electrodul se va trece rapid prin ţesut şi se va deplasa continuu.
- Dacă vârful se blochează, înseamnâ că intensitatea curentului este prea mică şi este necesar să se mărească.
- Dacă se observă pigmentări la nivelul ţesuturilor, înseamnă că intensitatea curentului

e prea mare, deci trebuie diminuată.

- 0 nouă secţionare nu trebuie repetatâ la un interval mai mic de 5 secunde.
- Electrodul trebuie să rămână curat, fără fragmente tisulare.

- Electrodul nu trebuie să atingă nici o restaurare metalică.
- Un contact între electrod şi dinte de peste 0,4 secunde poate conduce la leziuni pulpare ireversibile (evidenţiate prin studii pe animale). j
- După finalizarea operaţiunii şanţul trebuie spălat cu apă oxigenatâ, înainte de a scoate şnurul.
- Nu se va utiliza în prezenţa agenţilor inflamabili (agenţii anestezici topici pe bază de etilclorid trebuie evitaţi când se utilizează electrotomul).
- Trebuie evitată utilizarea electrotomului m caz de analgezie cu protoxid de azot si oxigen (în prezenţa unei comprese uscate, neumezite pot lua foc).
- Arsurile accidentale apărute la anumiţi pacienţi au fost atribuite unei incorecte pământări, deci singurul si cel mai important factor al siguranţei utilizării electrotomului este corecta pâmântare.
- Contactul cu o mică protuberanţâ osoasă, cum ar fî o exostoză, poate produce o densitate sufîcient de mare de curent pentru a produce arsura. Este bine ca pacientul să nu aibă asupra sa obiecte metalice (de ex. chei metalice în buzunaml pantalonilor).

Echipamentul necesar

1. Electrotomul (fig. 14.25.)
2. Setul de electrozi de tâiere
3. Comprese
4. Oglinda de plastic
5. Instmmentele Fisher Ultrapak si DE
6. Aspirator plastic
7. Rulouri de vată, aplicator de vată
8. Apa oxigenată
9. Ulei aromatic
10. Şnur de retracţie

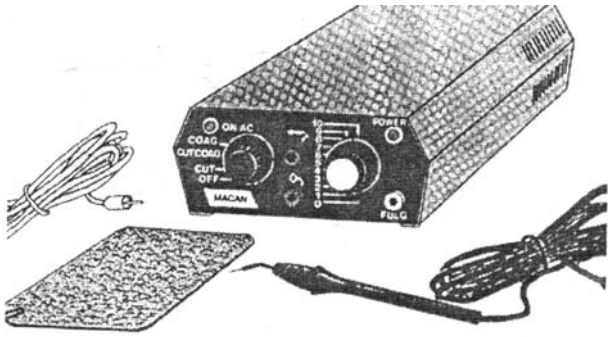


Fig. 14.25.Electrotomul cu electrodul filiform

Tehnîca lârgirii temporare a şanţuluicu ajutorul bisturiului electric

- Inainte să se iniţieze această manoperă este bine să ne asigurăm că anestezia este profundă. Apoi aplicăm puţin ulei aromatic la nivelul buzei superioare, cât mai aproape de narină, pentru a atenua anumite mirosuri neplâcute ce apar m timpul electrotomiei.
- ,Se verifică echipamentul, conexiunile, electrozii, cel de tăiere si cel de pământare.
- Utilizarea m condiţii optime a electrotomului impune ca electrodul de tăiere să fie aplicat cu presiune foarte mică, şi cu manevre rapide, m profunzime. Presiunea este aceeaşi cu cea necesară trasării unei linii cu o pensulă cu cemeală, farâ a îndoi părul pensulei
- Pentru a preveni penetrarea laterală a căldurii la nivelul ţesuturilor, care poate produce leziuni, electrodul trebuie deplasat la o viteză nu mai mare de 7 mm pe secundă. Dacă este necesară repetarea mişcării, aceasta nu va avea loc înainte de 8-10 secunde, pentru a contracara producerea căldurii laterale ce poate împiedica procesul vindecării normale.
- Iniţial se va poziţiona selectorul de putere la nivelul recomandat de fabricant şi dacâ este necesar se pot face ajustări. Deplasarea la nivelul ţesuturilor se va face cu uşurinţă, farâ presiune. Dacă electrodul nu este activ m secţionare, înseamnă că aparatul este conectat la o intensitate prea mică. Dacă, dimpotrivă, electrodul determmă arsuri, atunci intensitatea curentului e prea mare.
- Pentru lărgirea şanţului gingival m vederea amprentării se va utiliza un ***electrod mic, in forma de »J"*** (fig. 14.26.). Ramul scurt are 1,5 mm şi se plasează în şanţul gingival la distanţă de

Fig. 14.26. Mişcările executate cu ajutorul electrodului în forma literei „J"

dinte, iar cel lung trebuie să fie în axul lung al dintelui. Dacă şanţul gingival este foarte îngust se va utiliza un electrod drept, filiform, poziţionarea lui fiind verticală, paralelă cu axul lung al dintelui.

înainte de a începe secţionarea, aparatul fiind oprit , electrodul în formă **„J"** se va menţine la nivelul dintelui, exersând mişcarea. Braţul lung al „J""-ului se menţine în contact cu dintele, ca şi ghid, iar braţul scurt la nivelul peretelui gingival al şanţului. Deci braţul scurt serveşte drept ghid al adâncimii sulculare. Este greu să se menţină aceeaşi angulaţie de jur împrejurul dintelui. Dacă mişcarea e sigură şi uniformă se va conecta la curent, urmând ca secţionarea să se facă prin patru mişcâri separate : vestibular, mezial, lingual, distal, la o viteza de aproximativ 7 mm pe secundă (fig. 14.27.).

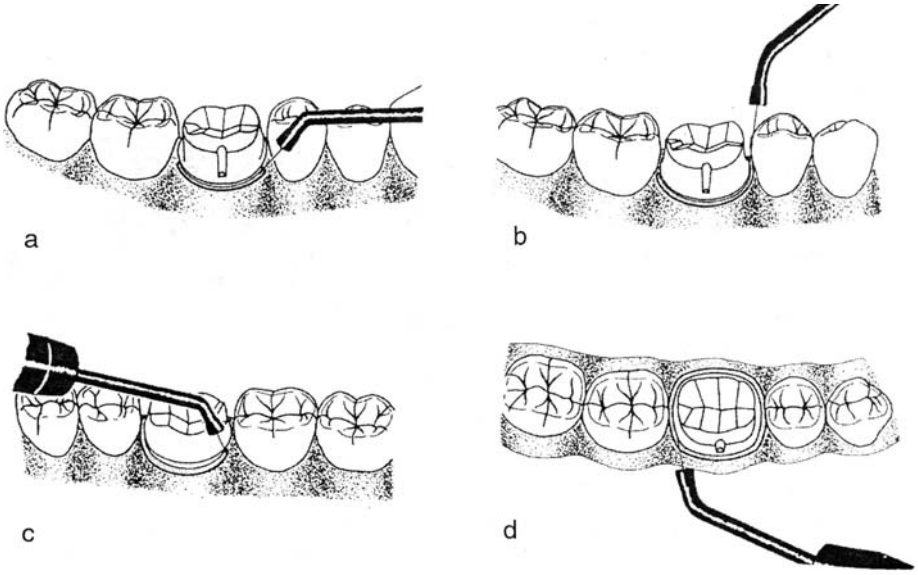


Fig. 14.27. Secţionarea şantului gingival cu un electrod mic, fără a repeta mişcarea, în patru timpi":; t a—vestibular, b—mezial, c—lingual, d—distal

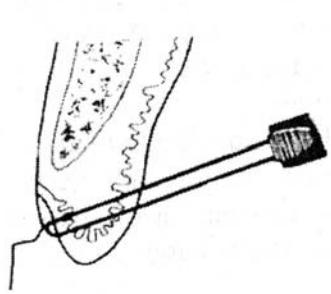


Fig. 14.28. Poziţionarea unui electrod în formâ de „II paralel cu axul lung al dintelui şi deplasarea sa dinspre oral spre vestibular

Electrodul în formâ de „ U" este unul dintre cei mai des folosiţi pentru lârgirea şanţului gingival, fiind disponibil în formă dreaptă sau angulatâ la 45° (fig. 14.28.). Tehnica de utilizare este similarâ cu cea de la electrodul *înformă de „J"*.

Electrodul în formâ de piramida se utilizează foarte uşor, dar generează căldură şi trebuie aplicat prin mişcări foarte rapide.

Electrodul AP, conceput de Dr. Arthur Poster, este indicat în cazul preparaţiilor cu prag. Electrodul metalic este expus doar pe o lungime de 0,5 mm, restul fiind acoperit de un

uiaiişuu uc piasin; pruiwLur. nîsic uispuniDii in paim aiameire şi ireouie uimzai cu precaune, la putere mică.

Resturile tisulare de la nivelul şanţului se vor curâți cu apă oxigenată, iar cele de la nivelul electrodului cu tifon îmbibat în alcool.

Cele mai bune rezultate se obțin dacâ după o lărgire cu electrotomul se vor aplica la nivelul şanţului şnumri impregnate cu soluție astringentă, chiar înainte de amprentare. Dacă prin electrotomie se obține o lărgire sufîcientă a şanţului gingival, încât operatorul să poată avea o bună vizibilitate a acestei zone, atunci şi materialul de amprentă va putea înregistra corect zona sulcularâ.

Dintre *avantajele* utilizării electrotomului pentru lărgirea temporarâ a şanţului gingival enumerâm:

- posibilitatea definitivării zonelor terminale ale preparării la adâncimea dorită, după lârgirea sulcusului existând o vizibilitate excelentă;
- acces la cariile de colet;
- hemostazâ perfectă;
- vindecare previzibilâ a ţesuturilor moi;
- reducerea timpului clinic, stressant pentru medic şi pacient. Prin electrochirurgie se poate realiza şi gingivo-plastie m zona învecinată edentației.

14.2.5. EVALUAREA MIJLOACELOR ŞI METODELOR DE LĂRGIRE TEMPORARĂ A ŞANŢULUI GINGIVAL

Toate tehnicile utilizate pentru lărgirea temporară a şanţului gingival sunt agresive pentru parodonțiul superfîcial, mai ales la nivelul epiteliului intrasulcular. Gradul de agresiune asupra ţesuturilor epiteliale, în ordine crescătoare, este următoml:

- şnur dublu, neimpregnat
- chiuretaj rotativ
- şnur simplu impregnat
- bisturiu electric.

Dacâ acțiunea este intempestivă se poate leza ataşamentului conjunctiv, cu consecințe mai grave.

După cicatrizare, dacă manoperele sunt conduse corect, apare o recesiune gingivalâ de 1-3/10 mm.

In tabelul 14.2. sunt evaluate comparativ diferitele metode de lărgire temporară a şanţului gingival, precum şi efectele locale şi sistemice.

Pentru a limita riscul lezării parodontale, practicianul trebuie să cunoască natura parodonțiului, specifică fiecărui pacient şi m funcție de acesta să aleagă cea mai indicată tehnică de lărgire a şanţului gingival.

In multe ocazii este mai bine să se întârzie momentul amprentării şi să se acorde o atenție mai mare vindecării ţesuturilor traumatizate prin înbunătățirea calității restaurărilor provizorii şi menținerea unei igiene corespunzâtoare.

Metoda	Influența asupra țesuturilor parodontale	Influența asupra organismului
şnur impregnat	efect astringent şi hemostatic, diminuarea riscului hemoragiei, dar creste riscul recesiunii	accelerarea ritmului cardiac în cazul produşilor pe baza de epinefrină
, , şnur neimpregnat	risc scâzut de hemoragie	doar riscul datorat anestezicelor cu adrenalină ' "
. chiuretaj rotativ	hemoragie sistemică, hemostaza obligatorie; bună toleranță parodontală	doar riscul datorat anestezicelor cu adrenalină
bisturiu electric	hemoragie limitatâ, risc major de recesiune dacă este utilizatâ necorespunzător.	risc la purtătorii de stimulatori cardiaci.

14.3. Bibliografie

1. Blanchard J.P., Goeffrion J. - *Choix du type d'eviction gingivale.* Realites cliniques ; 4, 1993; 447-458

2. Chiche G., Harrison J., Caudill R. - *Impression considerations in the maxillary anterior region.* Compend.Cont. Educ. Dent., 15, 1994; 318-327

3. Bowles W.H., Tardy S.J. - *Evaluation ofnew gingival retraction agents.* J Dent Rest, 1991; 70; 1447-1449

4. Ferrari M., Maria Crysanti Cagidiaco — *Tissue management with a new gingival retraction material: a preliminary climcal report.* The Journal ofProsthetic dentistry, vol.75, No3, marchl996; 242-2475.

5. Fischer D.— *Tissue management: a ne\v solution to an old problem* reprinted from General Dentistry, may-june 1987

6. Herman S. Harris - *Electrosurgery in dental practice.]^B.* Lippincott Company, 1976, 157-163

7. Jokstad A. - *Clinical trial ofgmgival retraction cords.* The Journal of Prosthetic dentistry, vol.81, N0.3, march 1999; 258-261

8. Laufer B., Baharav H., Langer Y.— *The closure of the gingival crevice following gingival retraction for impression making.* Joumal ofOral Rehabilitation; vol.24, 1997; 629-635 "

9. Nussbaum R. - *Afectiunile coronare ale dintilor si tratamentul lor protetic. Microproteze, Lito IMF,* 1986

10. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J. - *Contemporary Fixed Prosthodontics.* Mosby. Second Edition 1995

11. Shillingburg H.T., Hobo H., Whitsett L.D., Jacobi R., Bracket S,- *Fundamentals offixed prosthodontics,* 3 Ed., Quintessece 1997

12. Weir D.J., Williams B.H. — *Climcal effectiveness of mechanical-chemical tissue desplacement methods.* J Prosth. Dent., 1984, 51; 326-329

15. AMPRENTA IN PROTETICA FIXA

Amprenta, **etapă eminamente clinică** deține un rol important în reuşita elaborării unei restaurări protetice fixe. De-a lungul anilor, atât **tehnicile,** cât şi **materialele de amprentă** au evoluat mult, astfel încât o serie de procedee utilizate cu succes multe decenii au devenit azi istorie.

15.1. GENERALITAȚI, TERMINOLOGIE ŞI SFATURI PRACTICE

Amprenta este o reproducere m negativ a unui relief. De obicei, în **amprentarea clasică** un material m stare plastică se aplică, acoperind câmpul protetic aşteptându-se să se întărească. După întârire se îndepărtează şi este folosit pentru confecționarea replicii pozitive, care devine **modelul de lucru,** pe care tehnicianul dentar va macheta viitoarea proteză. Modelele se obțin prin diferite procedee: **turnare de materiale** în amprentă (gipsuri, materiale compozite, mase ceramice), **îndesare** de cimenturi sau amalgame şi **depunere** de metale (galvanizare, pulverizare). Executarea unei amprente ridică de la început câteva condiții demne de ramarcat:

- câmpul protetic care se amprentează trebuie să aibă o consistență cât mai fermă, pentru a putea produce modificări materialelor de amprentare;
- pentru ca înregistrarea să aibă loc, obiectul de amprentat nu trebuie să-şi schimbe forma m cursul amprentârii;
- materialul de amprentă trebuie să fie plastic în cursul operațiunii, adică să-şi modifice forma sub acțiunea obiectului şi să nu mai revină la forma inițială după îndepărtarea de pe obiectul de amprentat;
- materialul de amprentă trebuie să-şi păstreze forma înregistrată, faptul realizându-se prin creşterea consistenței acestuia, până la valori care să nu mai permită modificarea formei sale sub acțiunea factorilor mecanici extemi. Acest proces - de natură exclusiv chimică - poartâ numele de **priză** - şi are o durată variabilă, de la material la material.

în protetica fixă amprentele sunt utilizate în diferite scopuri pentru:

a) **confecţionarea modelelor de lucru,** pe care tehnicianul dentar realizează **macheta.** Aceste modele permit transfeml celor mai fine detalii ale câmpului protetic m laboratorul de tehnică dentară;

b) **obţinerea unor modele de studiu,** care uşurează diagnosticul şi planul de tratament;

c) **obţinerea modelelor document,** cu ajutoml cărora se pot demonstra condiţiile iniţiale ale câmpului protetic sau de-a lungul diferitelor etape de tratament;

d) **realizarea modelelor duplicat,** foarte utile în cursul tehnologiilor modeme de

laborator. Amprentarea m protezarea fixă se poate face prin mai multe metode:

- convenţională prin **procedeul direct,** când machetarea protezei unidentare se face direct în cavitatea bucală şi prin **metoda indirectâ** cu diverse materiale de amprentă în diferite linguri de amprentâ (standard sau individuale), cunoscute şi sub humele de portamprente (vezi cap. 15.8.).

- mecanică sau mecano-electronică, cu ajutoml unor dispozitive speciale **-profilometre** care urmăresc în cursul „amprentării" suprafaţa machetei protezei. Informaţiile culese de către acestea sunt transmise fie **direct** unui dispozitiv de frezare **amprentă mecanică,** fie **indirect** unui computer care le analizează, reproducând câmpul protetic.

- opto-electronică (amprenta **optică) care utilizează** proprietăţile ondulatorii şi fotonice

ale luminii (vezi cap. 15.9.).

Amprenta convenţională domină şi la ora actuală practica stomatologică, **amprentele mecanice, mecano-electronice** şi **opto-electronice** având o extindere mai redusă.

Trebuie acceptată ideea că este iluzoriu să se obţină o replică riguros exactă. Dar este indispensabil ca opţiunile clinice să realizeze în final o precizie optimă, compatibilă cu toleranţa mediului biologic al restaurării.

Pentru asta clinicianul trebuie să cunoască indicaţiile clinice ale fiecâmi tip de amprentâ, precum şi caracteristicile şi proprietăţile fizice esenţiale ale materialelor. In funcţie de aceşti doi parametri se va alege tehnica, materialul şi protocolul de lucru.

Experienţa, maturitatea, tropismul pentru un material sau o tehnică nu trebuie să intervină decât pentru alegerea, în ultimă instanţă, între soluţii sensibil egale.

Alegerea materialelor şi metodelor de amprentare m tehnica convenţională se face pe baza anumitor criterii. Amintim câteva dintre acestea:

- gradul fidelităţii materialului de amprentă sau a instalaţiilor moderne de omogenizare şi dozare a componentelor materialelor de amprentare;

- intervalul de timp care stă la dispoziţia practicianului pentru realizarea amprentei;

- stabilitatea dimensională a materialului de amprentă;

- particularităţile câmpului protetic m strânsâ interrelaţie cu particularităţile protezei fixe pe care dorim să o realizâm;

- posibilitatea de conservare şi de confecţionare repetatâ a modelului;

- specificul metodelor şi materialelor de care dispunem pentru realizarea modelului. în timpul amprentării unui câmp m protetica fixâ se pun mai multe probleme cu

implicaţii practice.

Cavităţi şi retentivităţi

Capacitatea de umectare şi compresiunea materialului de amprentâ care permit înregistrarea suprafeţelor în relief. Dar aceste două proprietăţi se dovedesc insuficiente pentu amprentarea cavităţilor şi a zonelor retentive. Explicaţia rezidă m prezenţa incluziunilor de aer care nu pot fi evacuat, oricât de mare ar fi compresiunea.

Atare situații apar des în cazul preparațiilor din protezarea fixă, când pentru a înbunătăți retenția, stabilizarea şi sprijinul se prepară şanțuri, lâcaşuri pentru dispozitive radiculare, etc.

In plus, prezența de suprafețe bombate asociate cu retracții gingivale, unele malpoziții şi alte situații similare crează zone greu accesibile pentru materialul de amprentă.

Pentru a învinge aceste dificultăți este obligatoriu să se injecteze de obicei pe preparații im material fluid, cu ajutorul unei seringi adecvate. Abia apoi se inseră portamprenta.

Zona terminală cervicală

înregistrarea limitelor cervicale ridică probleme doar când acestea se găsesc juxtagingival sau chiar intrasulcular. Dacă linia terminalâ nu este obiectivată pe modelul de lucru, chiar dacâ este vorba de câteva zecimi de mm, proteza obținută va fi conjuncturală. In plus trebuie reprodusă şi o parte din suprafața dentară nepreparată. Prezența ei pe modelul de lucru permite tehnicianului dentar realizarea de suprafețe protetice care să respecte profilul de emergență cel mai bine tolerat de către parodonțiul marginal. în acest scop se recurge la lărgire temporară a şanțului gingival pentru a asigura acces materialului de amprentare.

Fluidele bucale

Materialele de amprentare, în fiincție de caracteml lor mai mult sau mai puțin hidrofob, realizează cu mai multâ sau mai puțină dificultate umectarea suprafețelor acoperite de fluidele bucale. Este vorba de următoarele fluide:

Sânge

Sângerarea poate avea multiple origini:

- inflamația parodontală (tratamentul prealabil amprentării este indispensabil);
- agresiunile operatorii din cursul preparării bontului cu instmmentarul rotativ *şi* a manevrelor de lărgire a şantului gingivo-dentar,

Hemoragiile uşoare cedează rapid dacă gingia este sănâtoasă. In acest scop se folosesc substanțele hemostatice: sulfat feric 15-20% (de ex. Astringedent- Bisco).

Fluid gingival

Secreția fluidului şanțului gingival creşte m prezența celei mai mici inflamații. S-ar putea spune că devine inevitabilă m cazul lărgirii temporare a şanțului gingival, indiferent de tehnica folosită.

Prezența fluidului într-o zonă a cărei înregistrare trebuie să fie foarte precisă subliniază necesitatea de a folosi materiale de amprentare care reuşesc să umecteze suprafețele în mediu umed.

Saliva

Saliva reprezintâ un factor de risc, indiferent de starea de vâscozitate. Debitul salivar, variabil de la un individ la altul, poate fi crescut în cursul diverselor faze clinice.

Izolarea de salivâ cu ajutoml rulourilor de vatâ şi a aspirației chirurgicale este realizabilă în grade diferite m funcție de zonele implicate în ampentare. Uscarea dintelui trebuie să aibâ în vedere faptul că la dinții vitali exagerarea poate determina reactii pulpare, iar la dintii reconstituiți cu ciment ionomer de sticlă există riscul degradării cimentului.

Deschiderea gurii

Restaurarea arcadei prin protezare fixă este de neconceput pe un teren cu disfuncție temporo-mandibulară, cu limitare consecutiva a deschiderii gurii.

Există şi limitări de deschidere a gurii de cauzâ anatomică: hipertonie a orbicularului buzelor, orificiu bucal redus, sechele ale arsurilor sau fracturilor. Aceste modificări ale deschiderii gurii pot influența planul de tratament şi modalitățile de amprentare.

Probleme ce apar în cursul prizei materialelor

Priza materialelor, indiferent de formula lor chimică trebuie să se efectueze fără solicitâri tensionale consecutive şi fară deplasare. Aceste obiective se ating pe mai multe căi.

Asigurarea stabilității portamprentei

Când vâscozitatea materialului este mare, simpla menținere a portamprentei, de către clinician este suficientă pentru prevenirea mişcărilor destabilizatoare (deglutiție, greață etc.). Şi invers, când se folosesc materiale cu vâscozitate micâ, portamprenta va fi prevăzutâ cu suporti (prefabricați, din ceară sau masă termoplastică), pentru a asigura o imobilizare eficientă m amprentarea cu hidrocoloizi şi elastomeri „regular" sau „light".

Efectuarea prizei complete a materialului fară compresiune

Menținerea portamprentei trebuie să se efectueze fară presiune. în esență, trebuie asigurată doar rezistența la eventualele mişcări ale pacientului.

Pentru a evita dezinsertia prematură, înainte de priza completă a materialului, este necesară folosirea unui cronometru pentru a respecta timpul de priză.

Probleme legate de dezinserția amprentei

în cadml amprentării dezinserția reprezintă secvența care poate fi incriminată m unele dintre eşecuri. Cauza este solicitarea indusă m timpul scoaterii amprentei. Forța necesarâ dezinserției amprentei rezultă din interacțiunea mai multor fenomene fizice.

Efectul defrânare

Este vorba de forța care se exercitâ asupra materialului şi care se opune separării de suprafețele care au fost amprentate. Forța de frecare depinde de:

- preparații, numărul lor, natura lor, geometria lor, starea suprafeței;
- materialele de amprentare, duritatea lor, proprietătile lor elastice;
- tehnicile folosite, de compresiunea exercitatâ la inserție.

Efectuî de treinage (târâre)

Se referă la rezistența indusă de către dinții nepreparați şi variazâ în funcție de:

- numărul şi repartiția dinților;
- poziția şi lungimea coroanei clinice;
- prezența intermediarilor într-o proteză fixă. Consecințele se pot manifestâ la două nivele:

1. Solicitările depăşesc proprietățile elastice ale materialelor: amprenta este deformatâ permanent de către solicitârile exercitate m timp şi de o anumită amplitudine.
2. Materialul este desprins de pe portamprentă.

Pentru a limita aceste efecte, care prejudiciază precizia, trebuie păstrate unele principii:

- asigurarea retenției materialului pe suportul lui cu ajutoml retențiilor mecanice - perforații, şi cu ajutoml adezivilor corespunzători materialului;
- umplerea cu ceară cu punct scăzut de ramolire sau cu alte materiale adecvate a zonelor retentive, neinteresate în restaurare: intermediarii, ambrazurile; .
- a nu se exercita tracțiuni direct pe portamprenta; se va acționa la nivelul marginilor pentru a le desprinde de țesuturile moi;
- dezinserarea amprentei cu o mişcare cât mai rapid posibilă menținând axul preparărilor

Probleme legate de turnarea amprentei

Conservarea m timp a valorii înregistrării depinde de stabilitatea dimensională a materialului de amprentâ. în ultima instanță toate materialele suferă deformări, dar ele sunt cu atât mai importante cu cât timpul scurs de la dezinserție este mai lung.

Deformările se datorează cel mai adesea:

- relaxării din solicitârile (constrângerile) induse m timpul prizei;
- sinerezei (pierdere de apă) la hidrocoloizi;
- inbibiției la hidrocoloizi şi polieteri;
- contracției prin şoc termic la elastomeri, prin pierderea de greutate la siliconii care

reticulează prin condensare.

Ca o concluzie, se impune în general ca amprentele să fie tumate după un interval cât mai scurt de timp. Câteva minute (uneori chiar mai mult) sunt totuşi necesare pentru producerea relaxării după solicitările dezinserției.

Valoarea stabilității dimensionale diferâ de la un material la altul. Cea mai mică este la hidrocoloizi. Siliconii care reticulează prin adiție posedă cele mai bune caracteristici. Pentru a nu irosi materiale, timp, energie şi nervi, devine imperativ ca fiecare cabinet să posede echipamentul minim pentru tumarea m timp util a unei amprente.

Fabricanții oferă produse ale căror caracteristici au fost stabilite în condiții de laborator, care sunt, de obicei, diferite de cele clinice. In general, condițiile clinice nu sunt favorabile exprimării plenare a calităților materialelor.

Factorii care influențează comportamentul diferit al materialelor se manifestă în funcție de faza de amprentare: inserția, priza şi dezinserția.

Orice material de amprentă, indiferent de clasa din care face parte, are un **timp de lucru** care include **timpul de omogenizare, de manipulare** şi **timpul de priză.** Timpul de manipulare include un timp de inserare şi în anumite tehnici un timp de modelare al materialului.

Aproape un secol, amprenta în proteza fixă (cu precădere cea pentru realizarea protezelor unidentare) a fost **dominată de procedeul convențional** prin metoda directâ sau indirectă.

în cadrul metodei indirecte multe decenii s-a apelat la **inelul de cupni** şi la materialele termoplastice, metoda fiind cunoscută şi sub numele de **amprentă unitară. Inelul de cupru** este o portamprentâ care se adaptează axial, transversal şi ocluzal pe bontul dentar. El asigură pâtmnderea materialului de amprentă până la limita subgingivală a preparației şi protejează amprenta împotriva deformării. în timp, **amprenta cu inel de cupru** a suferit modificări, m loc de mase termoplastice utilizându-se **râşini acrilice** şi ulterior **siliconi.** Constant, într-un alt timp, peste amprenta cu inel de cupru (care înregistra preparația unui singur dinte) se lua o **amprentă de situație** cu o portamprentă care permite realizarea unui model de arcadă sau hemiarcadă. Cu toate că **amprentele cu inel de cupru** au fost foarte exacte, ele au cedat locul amprentelor cu materiale siliconate şi datorită faptului că **metoda este cronofagă.**

în protezarea fixă se utilizează mai multe feluri de amprente, fiecare putându-se executa într-unul sau mai mulți timpi.

A) **Amprentă segmentară**[1] (în 2 sau 3 timpi) Tl - amprentă unitară T2 - amprentâ de situație (în 3, 2 sau 1 timp);

B) **Amprentă globală**[2] (în 3, 2 sau 1 timp).

Din punct de vedere al materialelor de amprentă **gipsul** a părâsit scena protezelor fixe, fiind folosit **episodic** m supraamprentările amprentelor cu inele de cupru sau pentru „punți din mai multe bucăți", în amprentă rămânând elementele de agregare. Astâzi m protetica fixă se folosesc cu precâdere **elastomerii de sinteză,** mai rar **hidrocoloizii ireversibili** (doar clasa A) şi **hidrocoloizii reversibili,** materiale cu o fidelitate ridicată, dar care câteva decenii au fost folosite (cu precădere m Europa) doar pentru duplicări de modele. în prezent **hidrocoloizii reversibili au fost reconsiderați** (preț de cost redus şi performanțe ridicate), fiind foarte apreciați, utilizarea lor fiind rezervată elitei specialiştilor.

; In protetica modemă pe lângă **amprentarea convențională** (chimico-manuală) se folosesc din ce m ce mai des **amprentele opto-electronice** ca şi o serie de instalații mecanice şi

[1] amprentâ segmentarâ - vizează un segment de arcadă, de obicei o hemîarcâda.

[2] amprentă globală - reproduce reliefurile unei arcade întregi.

mecano-electronice (de copiere) care reproduc detaliile câmpurilor protetice sau a machetelor (vezi capitolul 15.9.).

15.2. ISTORIC

Apariția amprentei este legată de utilizarea cerii pentru înregistrarea unui câmp edentat total de către **Mathias Purmann** (1711). Câțiva ani mai târziu (1728), **Pierre Fauchard** a definit pentru prima oară principalele proprietăți ale unui material de amprentâ. După ce m 1756 **Philipp Pfaff** ameliorează tehnicile de utilizare a cemrilor de amprentă, urmează un secol fară progrese remarcabile.

Apropiindu-ne mai mult de **protetica fixâ,** unul dintre paşii mari realizaţi pe acest tărâm a fost lansarea compound-ului de către **Charles Stent** (1856) şi ulterior de către **Robert Kerr** (1895) care au oferit o altemativă pentru cemri.

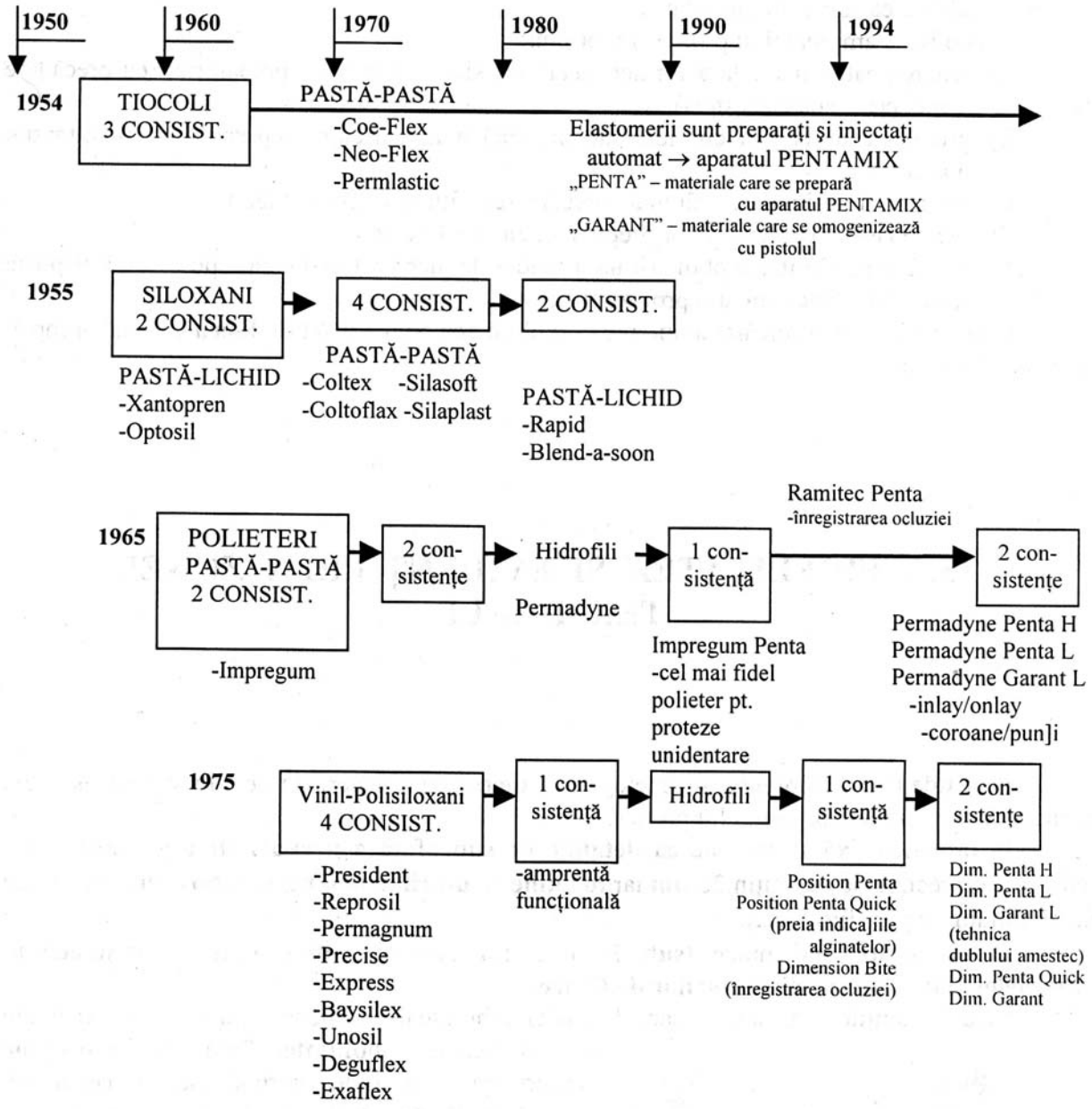
Alphonş Poller a obținut în 1925 un **produs pe bază de agar-agar** - Negocoll, iar Sears (1937) 1-a folosit în **amprentarea unui câmp protetic pentru elaborarea unei proteze fixe.**

După 1940 **Wilding** foloseşte alginatele ca materiale de amprentă, iar după cel de-al doilea râzboi mondial apar tehnici şi materiale de amprentă mult mai complexe din punct de vedere chimic, cu proprietăți net superioare celor existente anterior. Apariția **elastomerilor de sinteză** se datorează progreselor remarcabile ale chimiei polimerilor de sintezâ. Din punct de vedere chimic aceste materiale diferâ de hidrocoloizi. Numele lor (elastomeri) care datează de prin anii '50 provine din termenii **elastic** şi (poli)mer. In ordine cronologicâ (1950-1990), elastomerii de sinteză s-au diversifîcat şi dezvoltat mult m ultimii 40 de ani, devenind materiale de elecție m amprentarea dm cadrul protezârii fixe (fig. 15.1.).

Materialele de amprentâ existente în arsenalul terapeutic de astăzi a specialității permit o amprentare tridimensionalâ a structurilor ce alcâtuiesc câmpul protetic. Cu ajutoml lor a fost dezvoltat timp de un secol aşa-zisul **sistem de amprentare convențional,** considerat azi clasic şi/sau tradițional (27, 48).

Un concept absolut nou este reprezentat de **amprenta optică** (opto-electronică din cadrul sistemelor CAD/CAM), care utilizează proprietățile ondulatorii şi fotonice ale luminii. In promovarea sistemului de amprentare opto-electronicâ, un rol decisiv 1-a avut **Francois Duret** (1972), vezi cap. 15.9. în cadrul posibilităților de copiere sau redare tridimensională a unor obiecte (machete) amintim şi **dispozitivele mecanice şi/sau mecano-electronice** care utilizează dispozitive speciale - **profîlometre** ce urmăresc m cursul **„amprentârii"** suprafețele structurilor de „amprentat". Aceste dispozitive nu pot fi utilizate în cavitatea bucalâ, ele copiază de obicei machetele unor proteze fixe în cadrul diferitelor instalații cum este de exemplu Celay (Mikrona Technologie A.G., Spreitenbach - Elveția).

Cu toate eforturile de perfecționare şi de realizare a restaurărilor protetice fîxe prin sisteme mecano- şi opto-electronice, **amprenta clasicâ chimico-manuală** care face apel la diferite suporturi (linguri de amprentă) şi materiale de amprentâ deține şi în prezent cea mai importantă pondere în realizarea protezelor fixe. Perspectivele dispariției acesteia nu apartin viitorului apropiat.



15.3. SCOP ŞI OBIECTIVE

0 amprentâ corectă trebuie să redea cât mai fidel detaliile şi dimensiunile câmpului protetic. Ea trebuie să permită realizarea unui model corect care la rândul lui să reproducă cât

mai exact fidelitatea câmpului protetic. prodii

Obiectivele amprentei în protetica fixâ sunt:

a) redarea cât mai fidelâ a formei, detaliilor şi dimensiunilor preparației (cu precădere limita cervicală a acesteia);

b) preluarea şi redarea cu fidelitate maximă a rapoartelor preparației cu parodonțiul marginal;

c) înregistrarea şi redarea cât mai corectă a reliefului dinților antagonişti;

d) redarea exactâ a rapoartelor preparației cu dinții vecini;

e) să ofere posibilitatea obținerii unui model de lucru cât mai exact, pe care sâ se poată realiza macheta viitoarei proteze fixe.

Obiectivul fmal al oricârei amprente este obținerea unui **model de lucru** cât mai apropiat de câmpul protetic.

15.4. FIDELITATEA ŞI EVIDENȚIEREA ZONEI TERMINALE

Prin fidelitatea amprentei se înțelege exactitatea reproducerii m detaliu şi dimensiune a țesuturilor dure şi moi ale câmpului protetic.

In protetica fixâ se impune ca **detaliile de suprafață a preparațiilor dentare** sâ fie redate cu o precizie de cel puțin 25 p.m iar **detaliile țesuturilor moi peridentare** cu o exactitate de minimum 50 ^im (fig. 15.2.).

0 exactitate mai mare (sub 20 *im)* nu este oportună, datorită diametrului granulelor din pulberile cimenturilor de fixare.

Relațiile dinților preparati m cadrul arcadei trebuiesc de asemenea reproduse cu exactitate ținând cont de **mobilitatea fîziologicâ a dinților vecini** care m mod normal au o **rezilientă parodontalâ de ~100 ^m.** Aşadar m fmal piesa protetică prin ariile ei de contact trebuie să se încadreze într-un echilibru funcțional al arcadei cu o precizie de maximum 10 um.

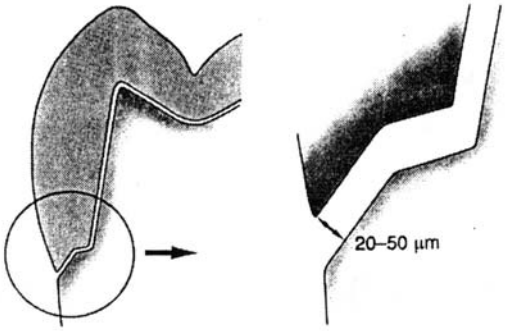


Fig.15.2.între amprentâ şi model trebuie sâ existe o aplicare al materialului de amprentă, corespondență de fideiitate remarcabiiă, încât spațiui portamprenta, materialul de amprentă, metoda de cervicai între amprentare, momentul confecționării modelului.

Fidelitatea unei amprente poate fi influențată de mai mulți factori dintre care amintim:

factori clinici, modalitatea de prezentare a limitelor preparației (se utilizează inele sau fire de retracție),

- Factorii clinici

Una dintre condițiile de bază ale amprentării în protezarea fixă este că **suprafețele de amprentat trebuie sâ He uscate,** fără urme de secreții, salivă şi/sau sânge. Esențială este înregistrarea exactă a limitelor preparației, de aceea **amprenta trebuie sâ depăşească constant limitele acesteia.**

în cazul preparațiilor subgingivale, materialul de amprentă trebuie sâ depâşească limita preparației, pătmnzând în şanțul gingival. Sângerările de la nivelul parodonțiului marginal trebuiesc oprite înainte de amprentare. în cazul preparațiilor subgingivale **este contraindicată amprentarea în aceeaşi şedință** cu prepararea bonturilor. Ea se poate face la câteva zile de la aceasta, ideal la 2-3 săptămâni. In acest interval procesele de reparație tisulară se finalizează şi riscul sângerărilor este minim; eventualele retracții gingivale secundare actului de şlefuire se stabilizează.

Este de dorit ca înainte de amprentare sâ se efectueze o asanare parodontală corectă pe cadrane, pentru ca reproducerea fîdelă a preparațiilor să aibă loc fără placâ şi/sau secreții subgingivale iar pe dinții vecini să nu existe depozite de tartru.

- Prepararea şanțului gingival în vederea amprentării

Materialele elastice de amprentare se introduc m cavitatea bucală m stare semifluidă. Ele fiind puțin compresibile nu reuşesc să îndepărteze gingia liberă şi papila interdentară. Insăşi elasticitatea țesuturilor moi contribuie la transformarea şanțului gingival într-un spațiu virtual. Dacâ totuşi materialul de amprentă reuşeşte să pătmndă puțin în sulcus, marginile vor fi inevitabil subțiri, friabile şi cu tendință la deformare.

Pentru reproducerea fidelă a zonei terminale a bontului se impune **pregătirea şanțului gingival,** urmărind următoarele obiective:

- îndepărtarea temporarâ a țesuturilor gingivale de suprafețele dentare pentru a evidenția zona cervicală şi o parte din suprafața subiacentâ. Se asigurâ astfel acces în plan vertical, pentru elastomeml fluid;

- crearea unui spațiu, m plan orizontal, care să asigure grosime suficientă marginii amprentei evitându-se astfel distorsionările, condiție prealabilă a acurateței. Distanțarea gingiei trebuie menținutâ pe toată durata întăririi amprentei;

- spațiul creat pentm materialul de amprentare trebuie sâ fie **uscat, fără salivă,** secreții sulculare sau sânge şi trebuie să se mențină uscat pe perioada întăririi intrabucale a materialului, pentru a nu influența negativ calitățile mecanice ale acestuia.

Posibilitățile de etalare a şanțului gingival au fost abordate m capitolul 14.2.

15.5. PORTAMPRENTELE

Portamprentele sau **lingurile de amprentă** sunt suporturi rigide m care se aplică materialele de amprentâ; doar cu ajutorul lor, materialele se pot insera pe câmpul protetic al edentaților.

Portamprentele sunt confecționate din diferite materiale, fiind utilizate în aproape toate procedeele de amprentare, de la cele mai simple la cele mai complexe. .

Indiferent de scopul utilizării lor, ele trebuie să îndeplinească anumite condiții (10):

- să cuprindă tot câmpul protetic; dacă este prea scurtă distal sau apical ele pot fi prelungite cu diferite materiale (de obicei mase termoplastice sau polimeri autopolimerizabili);

- să fie rigide, adică stabile la deformare; liguriile din materiale fotopolimerizabile se pot utiliza imediat, cele **din materiale plastice autopolimerizabile,** este bine să se folosească **doar după 24 de ore;**

- să asigure o grosime cât mai uniformă materialelor de amprentă; se apreciază că spațiul între lingură şi câmp ar fi bine să fie cuprins între 3-5 mm în toate direcțiile, ca să permită revenirea elastică a materialului;

- să rețină cât mai bine materialele de amprentă prin diferite sisteme mecanice;

trebuie amintită însă şi posibilitatea utilizării unor lacuri (pelicule) adezive care permit o mai bună fixare (aderență) a materialelor la portamprente;

- să prezinte un mâner, stopuri şi puncte de reper necesare unei centrări corecte;

- să nu limiteze mişcările funcționale ale pârților moi. în **protetica fixă** se utilizează atât **portamprente standard** (confecționate pe cale industrială, dm diferite materiale şi la diferite mârimi), cât şi **portamprente individuale** (deobicei din materiale plastice care se confecționează pe modele obținute pe baza unor amprente preliminare). Există portamprente pentru arcadele maxilare şi pentm cele mandibulare (fig. 15.3.), integre - portamprente totale sau parțial edentate - segmentare.

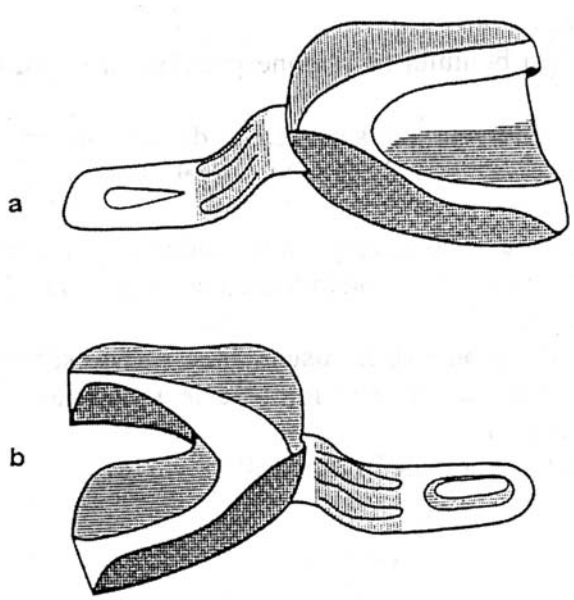


Fig. 15.3. Portamprente standard totale: a) pentru arcadele maxilare şi b) pentru arcadele mandibulare.

Forma portamprentelor determină grosimea materialului de amprentă. Cu cât materialul este în strat mai gros, cu atât el se va contracta mai mult. De aceea este de dorit ca **materialele să fie aplicate în strat cât mai subțire,** condiție pe care o realizează doar **portamprentele individuale.** Prin reducerea grosimii stratului de material de amprentă apare riscul deformărilor acestuia sub acțiunea forțelor de tracțiune şi presiune care apar la dezinserarea amprentei de pe câmp. De aceea, portamprentele sunt prevăzute cu **retenții,** iar dacă acestea nu există, se folosesc o serie de **adezivi** sau **benzi adezive.**

Hupfauf şi Tokmann au demonstrat că retenția materialelor de amprentă creşte cu cât perimetml orificiilor este mai mare. Retențiile se pot prezenta şi sub formă de **orificii, nervuri, fante** sau **şanțuri.**

In timpul amprentârii, precum şi al îndepărtării portamprentei şi amprentei de pe câmpul protetic pot apărea deformări ale acesteia. Ele sunt proporționale cu mărimea portamprentei şi depind de rezistența şi elasticitatea materialului din care acestea sunt confecționate.

Mărimea forțelor care acționează asupra portamprentei depinde de vîscozitatea şi de posibilitatea de refluare a materialelor de amprentă utilizate.

Liguriile metalice universale se confecționează din **oțel inoxidabil,** din **alamă cromată** sau din **aluminiu placat cu răşini epoxidice.**

Lingurile din mase plastice (râşini acrilice, materiale compozite, polistiren, răşini policarbonate etc.) prezintă un modul de elasticitate scăzut. Comparând modulele de elasticitate ale diferitelor materiale din care se confecţionează lingurile se obţin următoarele valori: oţel inox/alamă/material plastic = 70/35/1.

Deformabilitatea crescută a lingurilor din materiale plastice are drept urmare faptul că pereţii acestora se destind m cursul exercitării presiunilor din timpul amprentării şi revin la dimensiunile iniţiale după dezinserarea amprentei, determinând adeseori deformări ale amprentei.

0 importanţâ deosebită o are forţa (presiunea) care se exercită asupra lingurii m timpul inserării pe câmpul protetic. în fig. 15.4.a este reprezentată presiunea necesarâ la utilizarea siliconului Xantopren verde (Bayer). Mărimea fortei se modifică m cazul utilizării unei linguri prea mari (fig. 15.4.b) sau a unui bont dentar mic (fig. 15.4.c). Important este şi spaţiul „S" dintre bont şi lingurâ, spaţiu necesar refluârii materialului de amprentă în exces, ca şi spaţiul „S'" dintre marginile lingurii şi fundurile de sac vestibulare, planşeu sau palat (fig. 15.4.d, e).

Forţa de presiune exercitată pe amprentă depinde şi de calea parcursă de materialul refluat; fanta scade cu cât dmmul parcurs este mai rectiliniu. **In protezarea fixă** se utilizează un număr mare de seturi de linguri standard, ele fiind elaborate pe **trei mărimi,** atât pentru **maxilar,** cât şi pentru **mandibulă.** Portamprentele standard din metal suportă temperaturi de sterilizare până la 200°C. Existâ seturi prevăzute cu multe orificii (perforaţii) cum sunt portamprentele **„Unis"** (oţel inoxidabil 18/8) sau **„Premier",** spre deosebire de altele cu număr redus de orificii (Ehricke) care necesitâ utilizarea unor adezivi. In sfârşit sunt portamprentele fară perforaţii (RimLock), aşa zisele linguri autoretentive prin construcţie (Caulk).

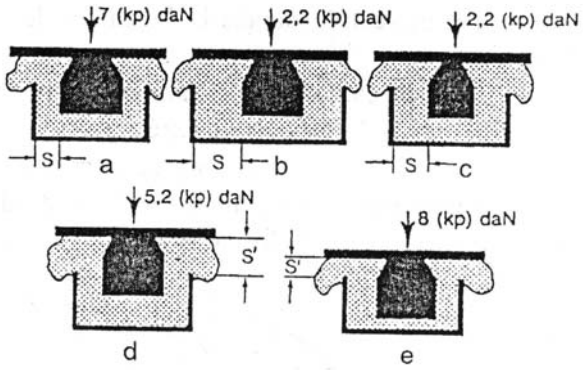
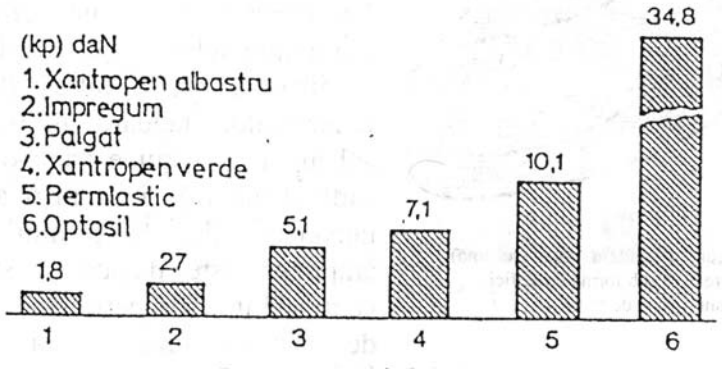


Fig. 15.4. Dependenţa tbrtei exercitate de calea de relluare a materialului de amprentă.

Un rol important îl joacă şi consistenţa materialului folosit. Astfel, forţa exercitatâ în cursul amprentei diferă de la un material la altul (fig. 15.5.).



Fig, 15.5. Forţa de presiune exercitată pe portamprentâ depinde şi de vîscoziatea materialelor de amprentă.

Portamprentele standard

Acest gen de portamprente se confecţionează industrial în trei mărimi pentru fiecare arcadă. Aşa după cum am amintit anterior, ele se confecţionează fie din metale, fie din mase

plastice. Există însă şi o categorie de linguri metalice care sunt placate cu lacuri de râşini epoxidice care se colorează diferit pentru delimitarea mărimilor. Culorile corespund normelor **ISO** (întocmai ca şi pentru instmmentaml de canal), putându-se steriliza la temperaturi ce nu depăşesc 160°C.

Maxilar	Mandibulâ
0 - alb - Ref. 1-379	0-alb-Ref. 1-385
1 - galben - Ref. 1-380	1 - galben - Ref. 1-386
2-roşu-Ref. 1-381	2-roşu-Ref. 1-387
3 - albastru - Ref. 1-382	3 - albastru - Ref. 1-388
4-verde-Ref. 1-383	4-verde-Ref. 1-389

Portamprentele standard, m protetica fixă se pot utiliza pentru amprentele cu alginate (de situatie, studiu) sau pentm amprente cu siliconi convenţionali, la tehnicile m doi timpi (vezi cap. 15.8.1.2.6. şi 15.8.1.2.7.). Eventuale nepotriviri ale portamprentelor standard la câmpul protetic se pot corecta fie cu materiale termoplastice, fie cu materiale de consistenţă chitoasă.

Portamprentele standard, din punct de vedere al utilizârii lor în practicâ, se împart în două categorii:

a) unele care pot fi **utilizate de mai multe ori,** aşadar trebuiesc sterilizate;

b) altele de **unică folosinţă,** care se livrează în ambalaje de 50 sau 100 de piese, la care se adaugâ 1-2 mânere metalice care se adaptează la linguri.

Portamprentele sterilizate se pâstrează în cutii metalice care se pot închide etanş, cele de **unicâ folosinţă** se scot din ambalajul lor, iar dupâ confecţionarea modelului, tehnicienii dentari le îndepărtează la deşeuri.

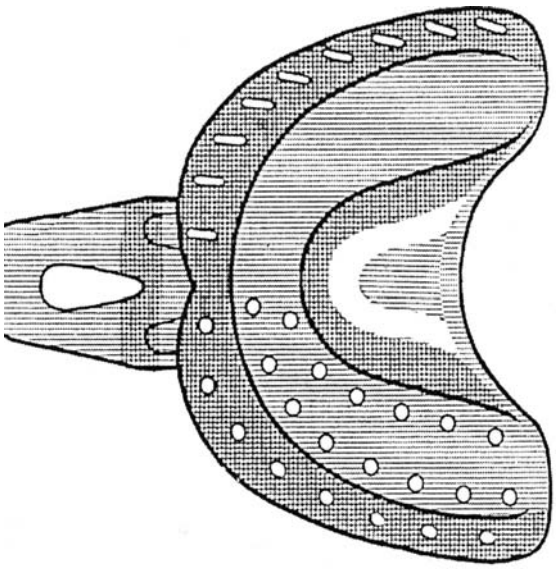


Fig. 15.6. Portamprentă metalică standard, totală (schemâ): în stânga retenţiile se prezintâ sub formă de oriticii, în dreapta sub formă de fante.

Portamprentele standard prezintă de cele mai multe ori sisteme de retenţie şi pot fi totale (fig. 15.6.) pentm amprentarea arcadelor integre, sau parţiale (pentm amprente segmentare-fig.'15.7.).

Portamprente individuale Aşa dupâ cum le spune numele, ele se fac pentru fiecare caz în parte, fiind confecţionate pe baza unei amprente şi a unui model preliminar. Utilizarea lor meritâ efortul confecţionării portamprentelor individuale, deoarece ele rezolvă foarte multe din imperfecţiunile amprentelor standard. în fig. 15.8. se prezintâ schematic o secţiune printr-o amprentâ m lingurâ individuală (a) şi printr-o amprentă în lingurâ universală (b). In primul caz materialul de amprentâ este dispus în strat uniform şi se contractă unifom, permiţând obţinerea unei valori de mărime uniformă a impresiunilor, fară deformâri. Când amprenta se ia cu o lingură universală, materialul de amprentâ nu are o grosime uniformă, se va contracta diferit, cu apariţia unor deformări consecutive a elementelor câmpului protetic.

Portamprentele individuale se confecţionează în laboratoml de tehnică dentară din diferite materiale, prin tehnologii variate. în general ele se confecţionează din materiale plastice

şi/sau compozite. în istoria protezelor fixe inelul de cupru a fost multă vreme o portamprentâ unidentară ideală (vezi cap. 15.8.1.4.).

După Wirz (153), materialul din care se confecţionează lingura individuală, trebuie să-i confere acesteia stabilitatea formei, modificări volumetrice reduse, rigiditate şi rezistenţă la coroziune. Portampren ta individuală trebuie să asigure o grosime cât mai uniformă a materialului de amprentâ, precum şi o adeziune chimică de durată şi calitate a acestuia.

S-a demonstrat că dintre toate materialele utilizate la confecţionarea portamprentelor individuale (mase termoplastice, mase termoformabile, răşini acrilice, materiale compozite etc.), **doar râşinile diacrilice eompozite fotopolimerizabile întrunesc aceste condiţii(87).**

Unele din materialele des folosite sunt **masele termoplastice,** de tipul **polistirenului** şi **plăcile de bază,** fabricate dintr-un amestec de shellack cu alte răşini, ceruri naturale şi sintetice. Sunt însă linguri puţin rezistente, de aceea necesită armare cu diferite nervuri metalice sau îngroşări ale zonelor de maximă solicitare.

Alt material folosit frecvent este **PMMA** (auto- şi foarte rar termopolimerizabil). Acrilaţii autopolimerizabili sunt preferaţi datoritâ tehnologiei mai simple de realizare a linguriior (Formatray®, Kerr, Karlnuke; Pekatray®, Bayer Dental, Leverkusen - Germania etc.).

Tensiunile inteme care apar în timpul contracţiei la polimerizare dispar în decurs de 24 ore. Abia atunci lingura acrilicâ nu mai prezintă deformâri. **Grosimea pereţilor** trebuie să fie aproximativ **4 mm,** cu îngroşări m zonele de solicitare maximă. Sunt preferaţi polimerii din acrilat de metil (etil). Pulberea este de obicei plastifiată cu acid stearic sau cu adaosuri de umpluturi similare pentm a mâri omogenitatea şi plasticitatea pastei.

Alte materiale utilizate m elaborarea portamprentelor individuale sunt **poliesterii** şi **copoliesterii.** Firma Erkodent comercializează un set larg de astfel de folii şi plăci (Erkoplast-R, Erkoplast-0, Erkorit - de 3 mm pentru arcada maxilarâ şi de 3,5-4 mm pentru cea mandibulară).

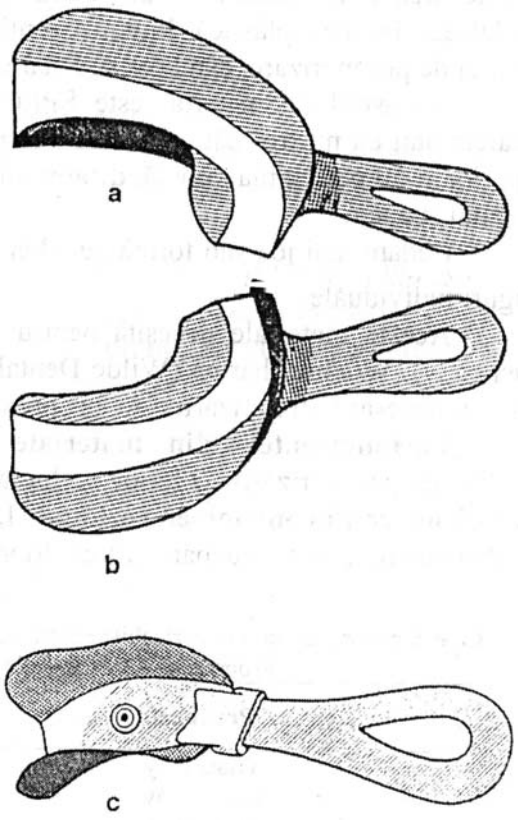


Fig. 15.7. Portamprente parţiale pentru amprente segmentare: a) pentru hemiarcada stânga maxilara şi dreaptă inandibulara;b) pentru hemiarcada dreaptă maxilara şi stângă mandibulară; c) portainprentâreglabilă.

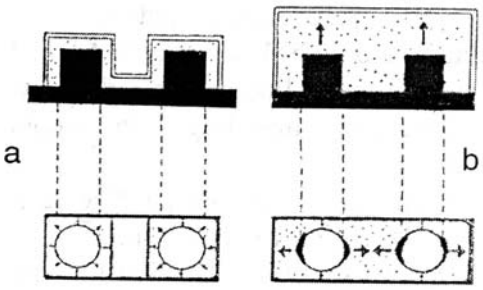


Fig. 15.8.Diterenta între o amprentâ luată cu lingura individuală (a) faţâde amprentarea cu linguri universale(b)-schemâ.

în protetica fîxă portamprentele m general (deci şi cele confecţionate din acrilate, de obicei autopolimerizabile), trebuie să fie prevăzute cu **trei stopuri** poziţionate pe suprafeţele ocluzale ale dinţilor. Pentru a fi manevrată cu uşurinţâ portampren ta va avea un **mâner central** şi **două aripioare** sau **butoni laterali.** Faţa intemă a pOrtamprentei individuale Se penSUlează CU Un adeziv inainte cu cel puţm l0-l5 mmute de amprentare (în funcţie de recomandările producătorului).

în sfârşit, de datâ mai recentă sunt diferite **materiale compozite fotopolimerizabile** a căror

tehnologie permite tehnicianului o modelare corectă, fară sâ fie presat de timp ca şi în cazul materialelor a câror polimerizare se realizează prin iniţiatori chimici.

în timp ce portamprentele din materiale termoplastice necesită de obicei, pentru plastifiere o sursâ de căldurâ (bec bunsen sau apă caldâ, de exemplu SIMP-TRAY, Hager şi Werken) portamprentele din **RA** sau **RDC** se confecţionează dintr-o pastâ care rezultă din amestecarea unei pulberi cu un lichid sau sunt gata fabricate sub formâ de plâci; pasta se modelează în stare plastică, lingura menţinându-se în contact cu modelul până la definitivarea reacţiei de polimerizare, când dispare starea de plasticitate.

Un astfel de material este SPECTRA TRAY, un produs fotopolimerizabil reticulat, încârcat atât cu macro- cât şi cu microumpluturâ. Fiecare cutie are 50 de plăci pentru maxilarul superior şi 50 pentm mandibulâ, de aproximativ 20 g fiecare, protejate de surse de lumină într-un ambalaj special.

Redăm mai jos sub formă detabel câteva produse fotopohmerizabile pentru confecţionat linguri individuale.

Aceste materiale necesită pentru fotopolimerizare instalaţii speciale de tipul: Triad 11 (Dentsply), Woelm Pharma (Wilde Dental), Spectramat (Ivoclar), Wil-0-Lux F (Wilde Dental). Timpul necesar polimerizârii este de aproximativ 3-5 minute.

Portamprentele din materiale fotopolimerizabile pot fi utilizate imediat după fmalizarea polimerizării. Ulterior prelucrarea lor este mai optimă decât a celor polimerizate la rece şi **nu conţin monomer rezidual.** De obicei stratul superficial a cârui polimerizare este inhibată de oxigen se îndepărteazâ cu diferite mijloace ce conţin alcool.

Tabelul 75.7.

Câteva materiale fotopolimerizabile pentru confecţionat portamprente individuale, testate în Disciplina de Propedeutică şi Materiale Dentare din UMF „V. Babeş" Timişoara

Produsul	Firma producătoare
Triad-Tray Convertray Tray-Dent Spectra-Tray Individo-Lux 1 (albastru) Individo-Lux 2 (transparent) Citotray	> Dentsply Dreieich, D . Wilde Walluf, D Tele-Dent Rudesheim Ivoclar Schaan Voco-Chemie Cuxhaven, D Bayer Dental Dormagen, D Bayer Dental Dormagen, D

Dublarea timpului de polimerizare în cuptoare specifice cu sursă de lumină de halogen acţionează pozitiv asupra proprietăţilor fizice ale lingurii individuale din materiale compozite fotopolimerizabile. De remarcat este rigiditatea mare, fară influenţarea în mod negativ a rezistenţei la încovoiere a materialului. Aceasta se datorează probabil conţinutului crescut de umplutură anorganică pe bază de Si02, De asemenea, duritatea de suprafaţă a materialului este crescută, conferind lingurii individuale stabilitatea formei, m diferite condiţii de solicitare.

Realizarea unei linguri individuale din **RDC** fotopolimerizabile este simplă şi nu ridică probleme deosebite.

Avantajele multiple pe care le oferă lingurile individuale din **RDC** fotopolimerizabile compensează costul materialului.

înainte de confecţionarea lingurii individuale,zonele retentive de pe modelul de situaţie trebuie eliminate. In acest scop se utilizează ceara. In final se adaptează o placă de ceară cu o grosime de 2 mm pe toată arcada. Pentru a obţine un sprijin al portamprentei, ea nu se

distanţează distal în zona tuberozităţii maxilare şi a trigonului retromolar. Aici materialul plastic se sprijină direct pe mucoasă. Al treilea punct de sprijin se poate alege în zona palatului dur la maxilarul superior sau la arcada mandibulară în zona marginilor incizale a frontalilor. Datorită acestor stopuri m timpul amprentării se obţine un spaţiu uniform necesar şi în protetica fixă. Deretentivizarea se face până

la fundurile de sac pentm ca lingura să fie corect distanțată.

Peste materialul de deretentivizare se adaptează un strat de material fotopolimerizabil pentru lingură (de exemplu Palatray, Kulzer, D-Weinheim). Trebuie să fim atenți ca în zonele expuse (margini incizale, suprafețe ocluzale) materialul să nu fie prea subțire ca să pericliteze stabilitatea lingurii.

La materialele fotopolimerizabile dispunem de suficient timp pentru adaptarea şi extensia lingurii. 0 adaptare atentă micşorează timpul de prelucrare după priză.

Cu resturile tâiate din marginile portamprentei se confecționează un mâner, care se adaptează la corpul acesteia. Trebuie să fim atenți la suprafața de unire a mânerului cu corpul, care trebuie să fie rezistentă.

Prelucrarea lingurii se realizează după indicațiile producătomlui şi durează m funcție de materialul fotopolimerizabil între 5 şi 15 minute. Polimerizarea se realizează inițial pe model, pe suprafața extemă şi ulterior se îndepărtează de pe model şi se polimerizează dinspre interior.

Lingura se prelucrează cu instmmentar rotativ (freze şi pietre), apoi cu hârtie abrazivă. Marginile trebuie să fie rotunjite şi netede. Unul din materialele consacrate este Individo Lux (Voco), aromatizat cu esență de mentă.

In ultimele două decenii s-a răspândit procedeul de termoformare. Rapid şi eficient, poate fi utilizat m cabinetul stomatologic, scurtcircuitând laboratoml de tehnică dentară. Necesită o aparatură specifică de tipul ERKOFORM-D sau ERKOPRESS ca şi o serie de plăci (de diferite grosimi) cu o morfologie adecvată situației clinice, produse m Europa atât de firma ERKODENT, cât şi de alte firme specializate.

, 0 altă noutate în domeniu sunt granulele „Hyohoplastic" (Odontos), care introduse m apă caldă se plastifiază, pasta se modelează pe modelul preliminar şi se întăreşte la temperatura camerei.

Un material precis de realizare a portamprentei individuale (de ex: **RDC** fotopolimerizabile) nu poate asigura singur succesul unei amprente cu elastomer, fără să existe condiții mecanice şi/sau chimice de adeziune pe timp îndelungat a materialului de amprentă la lingură. ,

Elastomerii de sintezâ se contractă după îndepărtarea din cavitatea bucală. Această contracție este condiționată de coeficientul de expansiune termică şi de contracția la polimerizare.

Contracția liniară totalâ este de aproximativ 0,85% la polisulfuri şi de 0,2% la siliconi cu reacție de adiție. Dacă materialul de amprentâ este aderent la lingură, modelul turnat va fi uşor mai mare, comparativ cu coeficientul de contracție al materialului de amprentă. Dacă materialul de amprentă se desprinde din lingură, modelul tumat va fi mai mic decât originalul şi va duce la realizarea unei restaurări incorecte. Cele mai importante mecanisme de retenție şi adeziune sunt perforațiile realizate în portamprenta individuală, m funcție de vîscozitatea materialului de amprentă şi pastele sau lacurile adezive, specifice fiecărei grupe de material. **Portamprentele speciale**

Clinica protezelor fixe necesită adeseori realizarea unor amprente care se iau în situații sau condiții deosebite sau cu materiale care necesită condiții speciale. în continuare vom descrie câteva dm aceste portamprente, cum ar fi: **lingurile pentru amprente segmentare în ocluzie,** cele prevăzute cu **sisteme de răcire** destinate utilizării hidrocoloizilor reversibili etc.

Lingurile pentru amprentârile segmentare în ocluzie sunt confecționate din sârmâ şi/sau lame (cadrane) metalice sau plastice care circumscriu o hemiarcadă, fiind deschise spre spațiul retromolar. între cele două lame (vestibularâ şi oralâ), deobicei există sau nu un material textil sub formă de plasă foarte finâ (asemănător tifonului), materialele de amprentâ depunându-se deasupra şi dedesubtul acestei plase (Premier Triple Tray). Există unele sisteme şi tipuri de astfel de linguri ca: Bimax, Nicrominax, Duo

Trays „Svedia" etc. **Linguri cu sistem de răcire**

Performanţele obţinute, cu precădere m protetica fixă, de către amprentele cu hidrocoloizi reversibili, ca şi preţul lor de cost mult mai redus, (~ 140.000 lei o amprentă cu vinilsiloxani şi ~ 80.000 lei o amprentă cu hidrocoloizi reversibili) a dus la extinderea acestor materiale în practică. Utilizarea lor însă este condiţionată de un gen aparte de portamprente prevăzute cu un sistem de răcire. Ele sunt confecţionate din metal fiind prevăzute cu un circuit de apâ la temperatura de 18-20°C(fig. 15.9.).

Portamprentele prevăzute cu sistem de răcire sunt străbătute de o reţea de canale prin care apa circulă şi care se terminâ prin două extremităţi (ştuţuri), ce joacă uneori şi rolul de mâner. La acest nivel portampren ta se racordează la circuitul de apă care ajunge printr-un tub din material plastic, ce se racordeazâ la un ştuţ, străbate reţeaua de canale, fiind evacuată prin celălalt. Una dintre tmsele mai cunoscute în Europa este aceea de tipul Van R.

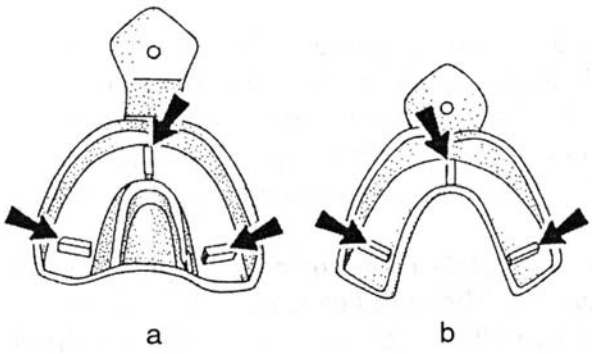


Fig. 15.9. Portamprente totale pentru hidrocoloizi (Rim-Lock). Sâgeţile marchează cele trei stopuri. a - lingură pentru maxilar şi b -pentru mandibula.

Portamprentele cu sistem de răcire pot sau nu pot fi prevâzute cu sisteme de retenţii.

Cele fară sisteme de retenţii necesită prezenţa unor pastile autocolante. Este necesarâ şi în acest caz prezenţa a trei stopuri (fig. 15.9.) (din diferite materiale; de obicei polimerice).

Tehnologia amprentelor luate exclusiv cu hidrocoloizi reversibili a pierdut teren, în ultimii ani fiind preferată aşa-zisa amprentă cu hidroalginate (primul timp aparţine alginatelor, iar al doilea unui hidrocoloid reversibil). Rebecq (136) şi Girot (73) susţin chiar că rezultatele obţinute cu amprentele hidroalginice sunt comparabile cu cele obţinute exclusiv cu hidrocoloizi reversibili.

In situaţia amprentelor hidroalginice portamprentele cu răcire nu mai sunt necesare. Apare însă necesitatea prezenţei unui vibro-malaxor pentru alginate, hidrocolidul fluid injectându-se pe suprafaţa câmpului protetic.

15.6. MODALITĂŢI DE PREZENTARE ŞI DEPUNERE A MATERIALELOR DE AMPRENTĂ PE CÂMPUL PROTETIC ŞI/SAUÎN PORTAMPRENTE

Odată cu diversificarea materialelor elastice de amprentare, au apărut **sisteme noi de prezentare, omogenizare** şi **depunere** a acestora pe câmpul protetic şi/sau în linguri, cu intenţia

producătorilor de a creşte exactitatea dozării componentelor (bază şi acceleratori) şi de a uşura munca echipei. Dacă până nu demult practicienii obţineau materialul de amprentă amestecând pe un bloc de hârtie sau placă, **două paste** (bază şi accelerator) sau **o pastă şi un lichid,** la ora actuală există şi se extind numeroase alte variante de dozare, omogenizare şi depunere:

1. Dozarea şi omogenizarea componentelor m boluri de cauciuc şi/sau pe blocuri de hârtie, depunerea materialului de amprentă rezultat putându-se efectua:

a) direct, într-o portamprentă, de exemplu **alginatele** (utilizate pentru amprentări preliminare sau a arcadelor antagoniste) şi

b) prin intermediul unei **seringi** (de obicei materialele cu vâscozitate redusâ -Light bodied), a căror conținut se exprimă m șanțurile gingivale şi pe preparații. Seringile de injectare a materialelor de amprentă prezintă (în loc de ace) **conuri** (canule) din mase plastice, detaşabile, de obicei de unicâ folosință. Acestea se pot încărca cu materialul de amprentâ fie prin aspirarea lui, fie prin depunerea materialului cu ajutorul spatulei sau a unui con de hârtie.

In ultimii ani, după lansarea pistoalelor, seringile mai pot fi umplute şi cu ajutoml acestora, anterograd, înainte de adaptarea conului (vârfului).

2. Dozarea componentelor m cartuşe unite şi omogenizarea lor în pistoale pentru amprentare (fig. 15.10.). Pistoalele de amprentare sunt dispozitive mecanice complexe care se livrează de către firme specializate (fig. 15.10.).

3. Predozarea industrială şi omogenizarea mecanică. De mai mulți ani o serie de materiale de amprentâ (cu precădere hidrocoloizii şi polieterii) se pot omogeniza şi în capsule fixate în suporturi adecvate ale unor vibromalaxoare (alginatele) sau se pot prepara m vacuum malaxoare. Această ultimă variantă permite obținerea unui material omogen şi fară incluziuni de aer. Mai recent şi polieterii (Impregum, Permadyne, Penta H, Penta L etc.) beneficiază de o malaxare (mixare) automată (Pentamix Mixing, Unit - ESPE America). Acest dispozitiv permite obținerea unui material de amprentâ omogen în câteva secunde, material care poate fi încărcat ulterior fie în seringă, fie în lingură (fig. 15.11.)

Prototipul acestui aparat, apărut în mai 1993 a fost testat de un colectiv de autori conduşi de către Pospiech P, din departamentul de Protetică Dentară al profesorului Gernet W. (Munchen). Pentamix are un dispozitiv m care se amplasează cele douâ cartuşe (cartridge system) cu bază (mare) şi catalizator (mic). Aparatul prezintă un orificiu prevăzut cu un ştuț prin care, la acționarea butonului de comandâ, cele două componente dozate şi amestecate sunt încărcate m portamprente sau seringi. Pentamix omogenizează şi dozează trei categorii de polieteri: **cu viscozitate crescută** (heavy body), **cu viscozitate medie** (regular) şi **cu viscozitate redusă** (light body) şi reduce pierderile de până la 20% (fig. 15.11.). Aparatul poate umple o lingurâ Rim Lock nr. 13 în aproximativ 60 secunde.

Din cele relatate în acest capitol se poate observa că în domeniul **prezentării şi omogenizării materialului de amprentâ** au apărut o serie de noutăți care facilitează munca practicianului şi ridicâ standardele de calitate acestor materiale.

Unul din țelurile cele mai importante ale tehnicilor actuale de amprentare este prevenirea apariției incluziunilor de aer, care se poate combate eficient la unele materiale de amprentă prin vibro-spatulare în vid.

In general, luarea unei amprente presupune pe lângă o dotare minimă pentru fiecare procedeu şi existența unui ajutor care să cunoască produsele şi ale cărui gesturi să fie sincronizate cu cele ale medicului.

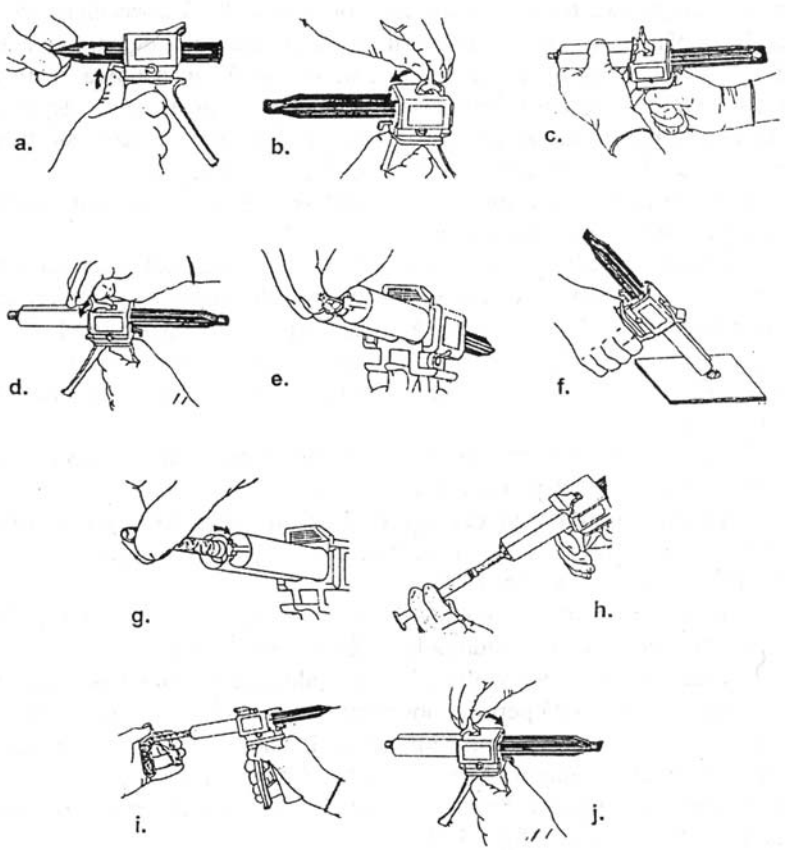


Fig. 15.10. în cazul utilizării unui sistem - pistol de amprentare, se vor executa următoarele manevre: degetul mare al mâinii care susţine pistolul acţionează dispozitivul de blocare al pistoanelor, în timp ce acestea sunt tracţionate spre posterior (până la capăt) cu cealaltâ mânâ (a); apoi se ridică dispozitivul de reţenţie al cartuşelor cu material de amprentă (cartridge system) (b); cartuşele cu siliconi sunt inserate în lagărele pistolului de amprentare (c) după care se asigură (închide) disozitivul de reţenţie (d); se îndepărteazâ capacul cartuşelor (e) şi se exprimâ o cantitate mica de material de amprentă pe o plăcuţă de hârtie (f); scopul ultimei manevre este acela de a asigura operatorul câ ambele cartuşe sunt funcţionale, iar baza nu a ajuns accidental, până în acel moment în contact cu catalizatorul pentru a face prizâ; în locul capacului se inseră printr-o rotaţie de 90° un cilindru de malaxare (g); cu ajutorul acestuia, materialul de amprentâ malaxat este depus în seringa de amprentare (h) respectiv în portamprentâ (i); în final se înlocuieşte cilindrul de malaxare cu capacul şi se deblochează sistemul de reţenţie al cartuşelor (j); acestea dezinserându-se din lagârele pistolului de amprentare.

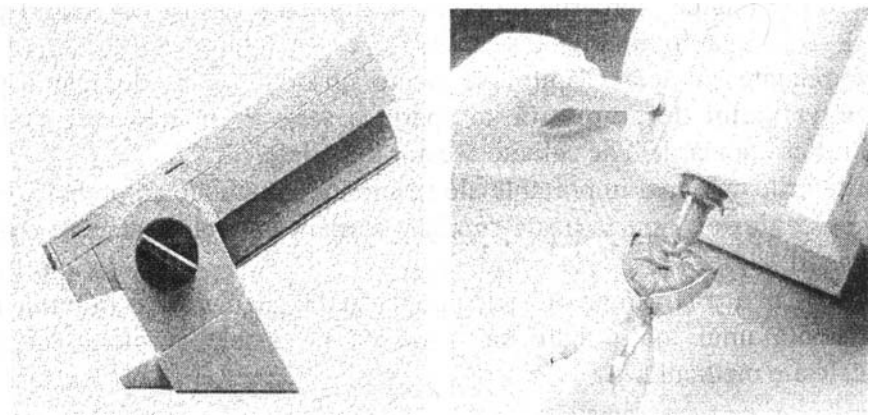


Fig 15.11. Aparatul Pentamix(ESPE Amarica)

15.7. MATERIALE DE AMPRENTĂ UTILIZATE ÎN PROTEZAREA FIXĂ

în protetică în general şi în cea fixă în special, obținerea unei amprente tradiționale chimico-manuale perfecte este şi în prezent un obiectiv îndepârtat.

Complexitatea tehnologiei majorității restaurărilor protetice fixe presupune realizarea lor prin metoda indirectă, m cursul căreia piesa proteticâ se confecționează m afara cavității bucale (în laboratorul de tehnică dentară) fiind repoziționată succesiv de mai multe ori pe model şi pe câmpul protetic, până la fixarea ei pe preparații.

De asemenea, reamintim că în protetica fixă pe baza **amprentelor preliminare şi finale** se realizează **modele de studiu, documentare, de lucru** şi **duplicat** şi că între materialele utilizate m cursul acestor tehnologii trebuie să existe o compatibilitate perfectă.

Condițiile esențiale pe care trebuie să le îndeplinească un material de amprentâ m protezarea fixă sunt **plasticitatea, fidelitatea, elasticitatea, rezistența mecanică bună, stabilitatea dimensionalâ, timpul de prizâ corespunzător** şi **compatibilitatea cu materialele din care se confecționează modelele** (19).

Pe lângă acestea există şi o serie **de condiții secundare** pe care materialele de amprentă este de dorit să le îndeplinească (19).

De-a lungul anilor, au fost efectuate mai multe clasificări ale materialelor de amprentă (Falk 1948, J. Poggioli 1959, L. leremia 1981, R. Nussbaum 1986, D. Munteanu şi D. Bratu 1993). Ultima dintre cele menționate recunoaşte patm grupe de materiale:

A. Rigide şi semirigide ireversibile (gipsuri, polimeri acrilici, paste **ZOE);**

B. Rigide reversibile (termoplastice) (compounduri Stents, gutaperca, cemri, materiale bucoplastice);

C. Elastice reversibile (hidrocoloizi agar-agar);

D. Elastice ireversibile (hidrocoloizi ireversibili: alginate, elastomeri de sinteză: polisulfuri, siliconi, polieteri, poliuretano-dimetilmetacrilați).

în 1992 Combe (28) simplifică mult lucmrile şi împarte materialele de amprentă în **elastice** (hidrocoloizi şi elastomeri) şi **rigide.**

în protetica fixă, **gipsurile, cerurile** şi **compounduril e Stents** ca materiale de amprentă aparțin de **domeniul trecutului,** fiind contemporane cu utilizarea inelelor de cupru. La ora actuală, m acest domeniu se folosesc, cu precădere, doar materialele de amprentă **elastice** din gmpele **C şi D.**

Practicianului care efectuează o restaurare protetică complexă, obținerea unei amprente exacte îi solicită un anumit efort şi timp. Orice eşec m amprentare, care trebuie reluatâ, conduce la cheltuieli materiale suplimentare.

Alegerea unui tip de material sau al altuia se poate face ținând cont de anumite criterii dintre care amintim:

1. timpul de păstrare al amprentei până la realizarea modelului;
2. necesitatea realizării succesive a mai multor modele exacte după aceeaşi amprentă;
3. manipulare facilă adaptată la cazul clinic;
4. toleranța la umiditate, umectabilitatea şi caracteristicile reologice influențează abilitatea materialului de a înregistra exact detaliile câmpului protetic;

5. preţul de cost (în anumite situaţii).

La modul general se poate spune că toate materialele de amprentâ sunt bune dacă se folosesc la indicaţii corecte şi se respectă instrucţhmile fabricantului. Totuşi, la ora actuală, elastomerii sunt socotiţi drept materiale de elecţie în protezarea fixă. Dintre aceştia **siliconii cu reacţie de aditie** (polivinil siloxanii) şi **polieterii** simt preferaţi de cele mai multe ori.

Deşi nu sunt elastomeri, **hidrocoloizii reversibili** sunt şi ei utilizaţi frecvent, datorită proprietăţilor lor hidrofile şi umectabilităţii reduse. Aceste materiale, relativ inextensibile au o rezistenţă slabâ la deformare şi necesită tumarea imediată a modelului. Mai mult, cu un **hidrocoloid reversibil** nu se pot obţine mai multe modele exacte.

PoIisulfurUe (primii elastomeri de sinteză), pe bază de mercaptani sunt materiale mai rar folosite datorită mirosului lor neplăcut, precum şi a manipulării lor mai dificile. Amprentele luate cu polisulfuri sunt exacte, dar nu depâşesc pe cele cu elastomerii modemi.

Dezavantajele polisulfurilor (tiocauciucuri) au determinat apariţia **elastomerilor siliconici** (organosiloxani). Ei sunt obţinuţi fie prin reacţii de **policondensare,** fie prin reacţii de **poliadiţie.** Aceştia din urmâ sunt cele mai populare materiale de amprentâ în protetica fixâ.

Siliconii cu reacţie de adiţie sunt elaboraţi în diferite vâscozităţi, putând fi utilizaţi în mai multe tehnici. Ei sunt extrem de exacţi şi prezintâ o rezistenţă la deformare adecvată, stabilitate dimensionalâ foarte bună (0,05% în 24h), gust şi miros neutral. Dezavantajele lor includ faptul că sunt hidrofobi şi prezintâ unele susceptibilităţi la o polimerizare inadecvată, ca rezultat al contaminării latexului. Mai mult, s-a constatat că metilmetacrilatul şi sulfatul feric (agent hemostatic) inhibă reacţia de prizâ a polivinil siloxanilor. Adăugarea unor surfactanţi pentm ameliorarea umectabilităţii a determinat apariţia polivinilsiloxanilor hidrofili.

Fiind unele dintre materialele de amprentă cele mai rigide, **polisiloxanii** cu vâscozitate ridicată (putty) nu se folosesc niciodată singuri, ci în asociere cu polivinilsiloxanii cu vâscozitate redusâ (wash) care prezintâ o rigiditate scăzută. Aşadar, cu excepţia unor situaţii clinice cu bonturi extrem de divergente, modelul de lucru poate fi recuperat şi amprenta utilizatâ pentm o nouă tumare.

Siliconii cu reacţie de condensare au scâzut în popularitate datorită ui-iei stabilităţi dimensionale şi a revenirii elastice mai reduse. Modificările volumetrice semnificative din timpul polimerizării impune utilizarea tehnicilor în doi timpi (putty şi wash), pentru menţinerea unei valori mmime a vâscozităţii scăzute a acestor materiale.

Siliconii cu reacţie de condensare nu oferâ avantaje faţă de polivinilsiloxani, utilizarea lor în prezent datorându-se unui preţ de cost mai redus.

Polieterii (ESPE, Nomstown, PA) datoritâ naturii lor hidrofile şi a umectabilităţii lor scăzute absorb apa. După ce amprenta se scoate din cavitatea bucală, se indicâ **spălarea şi uscarea** ei, apoi **păstrarea la adăpost de umezeală**[1]**.**

Amprentele cu **polieteri** realizează o exactitate şi stabilitate dimensională bună; aceste materiale au o rezistenţă crescută la deformare şi o revenire elastică optimă. Deoarece prezintă un grad crescut de rigiditate, necesită un efort mai mare la dezinserarea amprentei de pe câmp. Polieterii au un gust destul de neplâcut. Fiind elaboraţi m **consistenţe diferite** ei pot fi utilizaţi atât m tehnici de unul sau doi timpi. Ca o noutate a ultimului deceniu menţionăm vibromalaxarea în vid a multor materiale de amprentare. Astfel, un **polieter cu vâscozitate mare** (Permadyne PentaH Tray, ESPE, Nomstown, PA) şi un **polieter (light-bodied)** în seringă (Permadyne Garant, ESPE, Nomstown, PA) pot fi utilizaţi într-o amprentare într-un singur timp, cu **sistemul de malaxare** (Pentamix, ESPE, Nomstown, PA) care asigurâ o malaxare fară incluziuni de aer; mai mult polieterul cu vâscozitate crescută prezintă proprietăţi reologice superioare.

[1] Există mulţi practicieni care au deprinderea greşită, ca orice amprentă luată cu un material elastic să fie păstrată într-un bol cu apâ pânâ la turnarea modelului.

Orice material de amprentâ are un timp de lucru caracteristic, care include la rândul lui alți timpi conform schemei de maijos (fig. 15.12.):

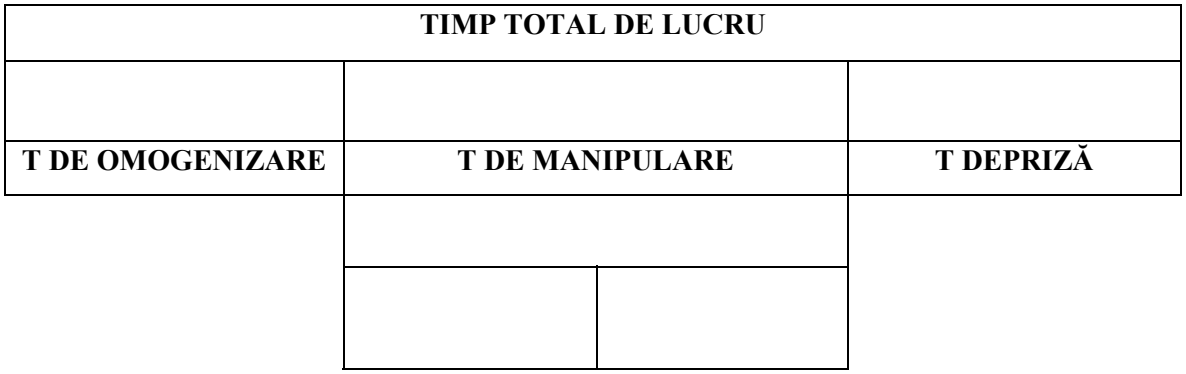


Fig. 15.12. Timpul de lucru al materialelor de amprentâ (schemă),

în protetica fixâ nu este de ajuns sâ obții o amprentâ exactâ. Este foarte important **momentul turnârii modelului.**

La ora actualâ această etapă se poate executa atât în laboratorul de tehnicâ dentară, dar şi în cabinet. Alegerea momentului tumării modelului depinde m mare măsurâ şi de proprietâțile materialului de amprentă (amprentele cu hidrocoloizi trebuie turnate imediat), dar şi de efectul condițiilor de transport asupra păstrării acurateței amprentei finale. Corso şi colab. (20) au demonstrat că păstrarea unei amprente de polivinilsiloxani şi/sau de polieteri la o temperaturâ de 4-40 °C nu afectează acurateța modelului de lucru. Este uşor de imaginat că temperatura în timpul transportului (cu maşina sau cu avionul - ceea ce astâzi este un fapt curent) poate depăşi aceste limite. Purk şi colab. (133) au studiat efectul păstrârii amprentelor m intervalul de temperaturâ -10 **°C** - 66 **°C** şi au observat deformâri semnificative ca urmare a păstrării îndelungate a amprentelor la 66 °C.

Coeficientul de expansiune termică a elastomerilor de sintezâ diferâ de la o categorie de materiale la alta, conform schemei: **polieter > silicon > polisulfide.**

15.7.1. MATERIALE RIGIDE

în protetica fixă materialele de amprentâ rigide sunt folosite tot mai rar.
Materialele rigide de amprentare pot fi clasificate astfel:

a) **rigide** şi **semirîgide ireversibile** - gipsuri şi polimeri acrilici;

b) **rigide reversibile** (termoplastice) - compounduri Stents şi ceruri.

Gipsurile

Gipsurile de amprentâ (clasa 1 - DIN 13911) sunt utilizate **foarte rar** în protetica fixâ (uneori facultativ m cadrul unor tehnici de supraamprentare). Gipsul de amprentâ este constituit din 90% gips tip **alabastru** (Dental Plaster) şi se obține prin tehnica de ardere uscată, fiind un semihidrat de sulfat de calciu ($CaS04•^{l}/2H20$) şi 10% alte substanțe: coloranți, acceleratori de prizâ, substanțe aromatizante, umpluturi (4,5% cretâ, talc), 1% borax (reduce expansiunea de

priză) precum şi inhibitori de priză.

Gipsul de amprentă se prepară pomind de la gipsul natural, prin deshidratare în aer liber. Reacția este reversibilă şi rehidratarea sa duce la apariția fenomenului de priză. Acest material este ieftin, lipsit de toxicitate, prezintă o fidelitate mare, are o expansiune de priză de 0,1-0,3% şi un timp de priză convenabil (3-5 minute).

Normele pe care trebuie să le îndeplinească un gips destinat amprentării sunt cuprinse în specificațiile **DIN 13911** şi **ISO** (ISO Standard, Dental Gypsum products).

Tehnică de lucru

In cabinet, gipsul de amprentă se prepară într-un bol de cauciuc în care pulberea de gips ^) se amestecâ cu apâ (50 g). Amestecarea se poate face prin două procedee:

a) **amestecul predozat** a 100 g pulbere de gips şi 50 g apă timp de un minut;

(100 b) **procedeul saturației progresive** terâ spatulare: 100 g pulbere se încorporează lent în 45 cm^3 apă pusâ într-un bol uscat. Conul de pulbere trebuie să depăşească nivelul apei. Procedeul permite o manipulare mai de durată a amestecului, priza accelerându-se prin spatulare, prin adaosuri suplimentare de pulbere şi prin ridicarea temperaturii.

Tabelull5.2.

Proprietăți comparative ale gipsurilor dentare (24)

Tipuri	Teste de consistență	Timp de lucru	Timp de prizâ	Expan-siune de priză	Rezistență la com-presiune	Fidelitatc în reproducerea detaliilor
	* în suprafață ** în profunzime					
	mm	min	min	%	MPa	(-im
1 Gips pentru amprentă	* 80 ±4	1,25	2,5-5	0,15	4-8	20
II Gips pentru modele	* 74 ±4	2,5	6-30	0,30	9	20
III Gips dur .	** 30 ±3	,; 3	6-20	0,30	20	20
IV Gips extradur	** 30 ±3	'"3	6-20	0,15	35	" 20
V Gips sintetic de mare duritate	** 30±3	3	6-20	0,15		

Dezavantaje

- manipulare greoaie;
- volum mare de material în cavitatea bucalâ a pacientului;
- îndepărtare dificilă de pe câmpurile protetice retentive, urmată frecvent de fracturarea amprentei;
- numeroasele fragmente care pot rezulta în urma îndepărtării dm cavitatea bucală, pot fi repoziționate defectuos;
- apariția m timp a fenomenului de îmbătrânire a materialului.

Gipsurile de amprentâ sunt comercializate într-o gamă variată de preparate **(gips de Paris, Impression Plaster, Snow White - KERR BUCCOFIX,** G.77 **ONDOCIA** etc.) şi trebuie deosebite de varietățile de gips destinate confecționării modelelor (tabelul 15.2.).

Dezinfecția amprentelor din gips se poate face timp de o oră cu soluții utilizate la dezinfecția elastomerilor de sinteză. Izolarea amprentei se face cu soluții alcoolice de lacuri şi cemri, soluții eterice de colofoniu etc.

Râşinile acrilice

Răşinile acrilice autopolimerizabile se folosesc ca materiale de amprentă în protezarea fixă doar în cadrul **metodelor directe** (machetarea viitoarelor proteze unidentare: incrustații, capacele coroanelor din două bucăți, dispozitive corono-radicularre etc.).

Polimetacrilații de metil se prezintă m sistem bicomponent: pulbere/lichid, prin amestecul cărora rezultă o pastă din care se pot realiza amprente, care concomitent sunt şi machete, simplificând astfel tehnologia de elaborare a unor proteze unidentare.

Compoziție

Pulberea

- polimetacrilat de metil (sfere);
- peroxid de benzoil 0,5-2% (inițiator de polimenzare);
- substanțe inerte (talc, gelatină) care împiedică coalescența particulelor sferice în ;ursul depozitării;
- ftalat de butil 8%, cu rol de plastifiant şi de diminuare a coeziunii intermoleculare;
- coloranți organici sau minerali. '

Lichidul (metacrilat de metil) incolor, volatil şi inflamabil are o greutate specifică de),950 şi fierbe la 100,3 °C. Are un efect necrotic asupra terminațiilor nervoase şi o tendință la)olimerizare spontană la lumină şi căldură. De aceea i se adaugă un antioxidant cu rol de nhibitor al polimerizării (0,006% hidrochinonă sau 0,003-0,1% pirogalol). Lichidul **RA**
-utopolimerizabile mai conține o amină terțiară cu rol de activare a polimerizării.

Indicații

Amprentele-machetă din RA se utilizează în **tehnologia incrustațiilor (cu sau fără >ivot),** a coroanelor parțiale, DCR-urilor sau cu totul excepțional pentru capacele coroanelor din loua bucăți (valoare istorică). Tehnicile sunt cronofage. Avantajul lor major este că răşina odată olimerizată devine dură, iar amprenta-machetă poate fi retuşată.

Dintre **dezavantaje** mai menționâm: **coeficient ridicat de contracție** la polimerizare, are se însoțeşte de o reacție exotermă. Monomerul rezidual poate provoca apariția unor leziuni lergice la nivelul țesuturilor moi.

Compoundurile Stent's

Compoundurile preconizate de către Charles Stent (1857) sunt mase termoplastice care se lastifiază între 50-57 °C, fără a suferi modificări a structurii lor chimice (atâta timp cât icălzirea lor se face m limitele şi condițiile prescnse de producător). Ele devin solide la ;mperatura cavității bucale. tli-aîui n?r<? [i]

Pe lângă Stent şi-au adus contribuția la dezvoltarea acestor materiale şi alții, printre care .err, frații Greene, Supple şi Fripp (care le-au perfecționat).

Compoziție

In compoziția compoundurilor Stent's intră, de obicei, o răşină termoplastică naturală sau •tificială, un plastifiant, materiale inerte şi coloranți.

La ora actuală, m formula compoundurilor Stent's intră trei tipuri de materiale:

1) **Materiale plastice** (% masă): copal - 28
răşină de Sandarak - 6

In locul celor două materiale m unele formule se pot regăsi: şelac, mastic, colofoniu, şini sintetice.

2) Materiale elastice şi de fluidificare (% masă):
ceară de Camauba - *4* ' stearină — 2

în locul celor două materiale, m alte formule se pot identifica: cauciuc primar

(nevulcanizat), gutapercâ, stirol, parafmâ, ozocheritâ, cearâ de Japonia, acid oleic, trifenilfosfat.

3) Umpluturi şi coloranți (% masă): -talc -59

.- coloranți -1

Materialele plastice reprezintă componenta principală. Ele joacă rolul de lianți, conferind compounduriIor proprietăți termoplastice.

Materialele elastice reduc friabilitatea şi duritatea râşinilor, coboară temperatura de plastifiere la 60 **°C,** creează posibilitatea manipulării materialului la 50-45 °C şi asigură revenirea materialului m starea rigidâ la temperatura de 37 °C.

Talcul, pe lângâ rolul de umplutură, reduce adezivitatea materialului.

Proprietățile compoundurilor Stent's sunt normate astfel: m SUA prin **ADA** Nr. **3,** în Australia prin AS **nr. 6** şi în Marea Britaîiie prin **BS nr. 3886.**

După Nally, materialele termoplastice trebuie sâ aibâ următoarele calități:

- să se plastifieze la 60-70 °C;
- sâ nu fie lipicioase;
- sâ se întârească după două minute.

La temperatura de 45 °C, fluajul lor trebuie sâ fie mai mare sau egal cu 85%, la 40 °C sâ nu fie mai mic de 20%, iar la 37 °C sâ nu depâşească 5%. (19)

Tehnicâ de lucru

Plâcile, ca şi unele batoane, se plastifiază în băi sau instalații speciale cu apă la 70 **°C** după care masa termoplasticâ se introduce în inel sau în lingurâ. Inelul sau lingura încârcată se trece o dată printr-o flacără pentru ca materialul sâ devină lucios, iar apoi se inseră pe câmpul protetic. Aceste materiale nu se plastifiază în flacără.

Temperatura masei m cursul amprentării trebuie sâ fie în jur de 50 °C. Valorile termice inferioare nu asigurâ amprentâri corespunzătoare, iar cele superioare pot provoca arsuri.

0 serie de compounduri se pot plastifia (cu atenție) şi la flacârâ (în special batoanele **Kerr), dar temperatura sâ nu depăşească 70 °C.**

în cursul utilizării compoundurilor, devine necesarâ **vaselinarea degetelor operatorului** pentru a evita aderența materialului cald la tegumente, cu apariția consecutivâ a unor arsuri.

Reutilizarea compoundurilor este o operațiune contraindicată datorită imposibilității sterilizării acestor materiale, precum şi a posibilității de alterare termică a amestecului cu efecte negative asupra calității amprentei.

Conservare

Compoundurile Stent's se pot conserva timp îndelungat la temperatura mediului ambiant, fără să-şi modifice proprietățile fizico-mecanice.

Prezentare

Compoundurile Stent's se prezintâ sub formâ de plâci sau batoane care se pot plastifia la diferite temperaturi (în funcție de indicații). Sunt ambalate în cutii cu 10, 20 sau mai multe plăci şi 20-50 batoane.

Indicații

- foarte rar în tehnicile de amprentare cu inele de cupru, în care au fost parțial eliminate decâtre siliconi;
- uneori m amprentarea supraecuatorialâ a arcadelor antagoniste;
- în tehnicile de amprentare rigid-elastice (în prezent folosite episodic) unde masele termoplastice trebuie sâ aibâ un fluaj sub 2% la 30 °C şi de 75% la 45 °C.

Produse comerciale

Dintre produsele cele mai cunoscute amintim: Kerr (KERR), Stents (DE TREY), Xantigen (BAYER), Harvard (RICHTER&HOFFMAN), Exact compound (SS WHITE), Ceroform şi Stent's (SPOFA DENTAL).

Cerurile

După o perioadă de glorie ca materiale de amprentâ (începutul sec. XVIII - mijlocul sec. ?CIX), cerurile dentare au pierdut teren în acest domeniu.

La ora actualâ, ca materiale de amprentâ în protetica fixâ, cemrile se folosesc în două postaze:

a) **ca material unic** (tehnici integrale) în cadrul metodelor directe: amprentarea canalelor adiculare, a cavitâților pentru incrustații şi

b) **ca material complementar de amprentare** (cum ar fî, de exemplu, ‚Manschettenwachs" utilizată complementar la amprentele m inel de cupru, la individualizarea mor portamprente) sau pentru înregistrarea ocluziei.

Prezentare

Ceara de amprentă se prezintă sub formă de batoane sau conuri care se ambalează în cutii, de obicei două sau trei rânduri separate, între ele cu hârtie.

Compoziție

Există materiale de amprentă în compoziția cârora intră aproape exclusiv ceara (parafinâ, eară de albine, ceară de Camauba etc.). Parafina, ozocherita şi colofoniul se adaugâ pentru reşterea consistenței amestecurilor, iar ceara de Camauba pentru ridicarea intervalului de lastifiere (în jurul valorii de 80 °C). Aceste materiale se folosesc *m* tehnicile *integrale* deamprentare cu ceruri.

Ceara este însă şi un component de bazâ ale altor materiale de amprentă, cum ar fi iferite compounduri sau materialele bucoplastice.

Cunoscuta **cearâ inlay** are în compoziția sa 40% **parafînă,** 35% **ceară Carnauba,** 25% **îarâ albă pură** şi un **colorant** (de obicei albastru de metilen).

Condiții

- la temperatura cavității bucale sâ fie rigidă şi casantâ, astfel încât să nu se deformez^ straturi subțiri, ci sâ se fractureze, indicând astfel incorectitudinea preparațiilor.
- sâ ardâ fârâ reziduri - condiție importantă pentru situațiile când amprenta este mcomitent şi machetâ;
- sâ poată fi modelată cu instrumente metalice ascuțite fârâ a suferi deformâri la stanță;
- m cursul variațiilor termice impuse de manipulare sâ prezinte modificări neglijabile de)lum;
- în ceea ce priveşte plasticitatea şi fluajul, între 56 şi 40 °C să prezinte un stadiu plastic 'anzitoriu, la 56 °C sâ înceapă să se solidifice iar la 40 °C să fie durâ.

încă din 1961, **ADA a formulat specificația nr. 4** pentru ceara de amprentă (19), lenționând temperatura de plastifiere şi coeficientul de dilatare (tabelul 15.3.).

Tabelul 15.3.

Temperatura de plastifiere şi coeficientul de dilatare termică maxim admis al cerii.

	PIasticitate						Dilatare termică liniarâ	
Tipul 1 Tehnici directe	30°C	37°C	40°C		45°C		25-30°C	25-33°C
Max	max	max	min	max	min	max	max	max
	—	1%	—	20%	70%	90%	0.2%	0.6%
Tipul II Tehnici indirecte	1%	-	50%	-	70%	90%	-	-

Metode de plastifîere a cerii de amprentă

Plastifierea cerii de amprentă (aşa-numita ramolire), se poate face prin mai multe metode:

1. plastifierea **în baie de apă,** la o temperatură constantâ. Prezintă avantajul unei încălziri uniforme şi evitarea dizolvării unor componente ale cerii în apâ;

2. plastifierea **la flacără,** metodă practicâ, dar impune o serie de **precauţii:** obţinerea unei ramoliri uniforme m toată masa şi evitarea volatizării sau arderii unor componente prin supraîncălzire. Dacă totuşi se practicâ, batonul va fi ţinut la 30--50 mm deasupra flăcării, până ce straturile superficiale devin lucioase. Prin această metodă este greu de evitat apariţia tensiunilor interne;

3. utilizarea cerii licnide sau pulverizate (Franckel) nu este recomandată, datorită riscurilor de lezare a organului pulpo-dentinar, a posibilităţii volatizării unor componente, precum şi apariţiei tensiunilor interne prin adaosurile repetate de straturi;

4. folosirea **cuptoarelor-termostat,** de gabarit mic, care permit obţinerea unei plastifieri uniforme la temperatura doritâ.

Opiniem pentru utilizarea cuptoarelor (tip **Ceradip** sau **Ceratherm - BEGO),** iar m lipsa acestora încălzirea batoanelor în mediu de aer cald, la temperatură constantă.

Indicaţii

- , amprentarea cavităţilor pentru incmstaţii, în general;

- unele amprentări ale unor preparaţii dificile, m trepte;

- amprentarea canalelor radiculare preparate cu **DCR-uri.**

In general, la ora actuală, amprenta directă cu ceară constituie un exerciţiu de stil şi manualitate, excelent test pentru tinerii practicieni.

Tehnica directă de amprentare

Indiferent de variante, sunt necesare o serie de **instrumente:** sondă Davenport, brunisoare, spatule (Ward 1, 2, Hollenbach A.C.D., Wall etc), benzi metalice lucioase şi abrazive, matrici **(elastice** - Walser, Mac Kean; **rigide** şi reglabile - Ivory, Toffelmire, Meba, Dentatus, Nystrom etc.). Tehnica propriu-zisâ începe prin **curăţirea cavităţii** şi ramolirea cerii prmtr-unul din procedeele descrise. Urmează inserţia materialului care diferâ de la caz la caz şi de la un procedeu la altul. In figura 15.13. sunt redate câteva detalii ale acestei tehnici.

Dintre cele mai cunoscute produse amintim: **Blue Inlay Wax (SYLBRON KERR), Ruscher's Inlaywachs (BELADI)** m doua culori - verde şi albastră etc.

Cemrile sunt folosite adeseori şi pentm înregistrarea ocluziei, produsele fiind livrate m diferite forme: plăci dreptunghiulare, sub formâ de „U". Cerurile de înregistrat ocluzia conţin şi pulberi metalice care prelungesc perioada plasticâ a materialului deoarece înmagazineazâ şi transmit mai uşor câldura (Almiwax).

15.7.2. MATERIALE ELASTICE

Amprenta cu materiale rigide, din cursul realizării protezelor unidentare şi a protezelor parţiale fixe, a reprezentat multă vreme pentru medici un act de mare virtuozitate tehnică. Pentru a suplini o serie de neajunsuri datorate lipsei unor materiale elastice, au fost imaginate tehnici de amprentare în doi sau mai mulţi timpi, de exemplu amprentele cu chei vestibulare.

Eforturile cercetătorilor s-au îndreptat însă spre descoperirea unor materiale elastice.

Anul 1925 a marcat lansarea primului material elastic, **Negocoll,** un hidrocoloid pe bază de agar-agar. Apoi au urmat alginatele lui Wilding (1940). în sfârşit, după al doilea război mondial, au fost lansaţi elastomerii de sinteză, seria acestor materiale fiind deschisă de către **Corporaţia chimică Thiokol din Trenton** (New **Jersey -** SUA) care a lansat Tiocolul, un elastomer polisulfuric.

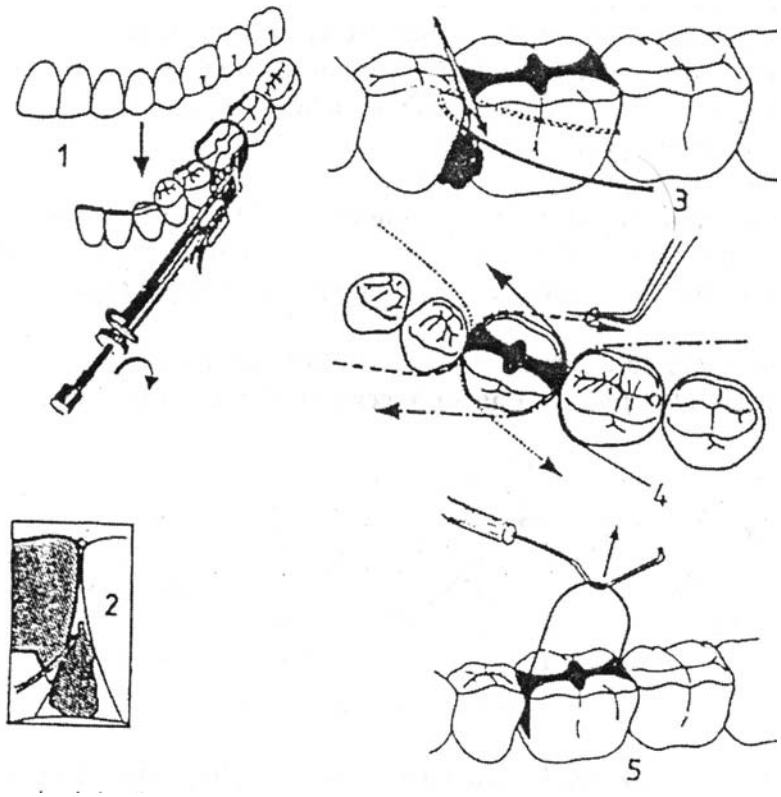


Fig. 15.13. Amprentarea prin tehnica directâ a unei cavităţi MOD în vederea elaborării unei incrustaţii: 1. aplicarea portmatricei circulare Nystrom; 2. şi 3. îndepărtarea excesului de ceară din ambrazura cervicalâ cu un fir împletit; 4. prelucrarea proximală a amprentei-macheta cu o bandă abrazivă; 5. îndepărtarea machetei din cavitate cu ajutorul unei sârme în U.

Materialele elastice sunt de o mare diversitate stmcturală şi prezintâ următoarele **caracteristici:**

- m faza finală de priză (ireversibilâ) au o consistenţă elasticâ;

- faza intermediară de priză este relativ scurtă;

-fidelitatea variază m limite foarte largi, scăzând b dată cu creşterea consistenţei. Manevrele de amprentare cu aceste materiale se efectueazâ doar m faza plastică. Faza intermediară, **parţial reversibilă** (parţial deformabilâ) m care încep să se deformeze componente ale fazei elastice, nedeformabile şi ireversibile, obligă la o imobilizare absolută a amprentei pe câmpul protetic (fară presiuni şi fară deplasări).

15.7.2.1. HIDROCOLOIZI IREVERSIBILI (ALGINATE)

Cunoscute şi sub numele de **alginate,** aceste materiale au o aplicabilitate (deşi mai redusă) şi în protetica fixă. Ele se preparâ uşor, cu un echipament minim, fiind ieftine.

Elementul de bază al acestor materiale este, în general, un **alginat alcalin de sodiu sau de potasiu,** solubil în apâ. Alginate se extrag dintr-o serie de **alge marine,** bogate în **acid manuronic.**

Ca materiale de amprentă, alginatele au fost introduse de Wilding, în 1940 **(Zelex, Amalgamated Dental Co).** La testarea lor o contribuție mare a avut şi E. Dolder. Au început să fie utilizate pe scară largă după cel de-al doilea război mondial.

Alginatele se prezintă sub formă de **pulbere cu un puternic caracter hidrofil,** care se amestecă cu apa rezultând un sol ce se aplică într-o portamprentă şi prin intermediul acesteia, pe câmpul protetic. Transformarea solului m gel (reacție de priză) este rezultatul unei reacții chimice. Gelul astfel format poate fi readus în stare de sol doar prmtr-un alt proces chimic (materialul de amprentâ nemaiputând fi recuperat).

Pulberea este ambalată în recipiente metalice (din tablă), staniol sau polietilenă, cu închidere ermetică. într-un ambalaj există de obicei 250-300g până la 1-2 kg pulbere, dar există şi ambalaje ce conțin doze unice de amprentare pentru o singură arcadă.

Compoziție

Acidul alginic, ale cărui sâmri de sodiu şi potasiu intră în structura alginatelor, este extras dintr-o specie de **alge brune (Phacophycea),** fiind un **polimer al acidului manuronic** (fig. 15.14.).

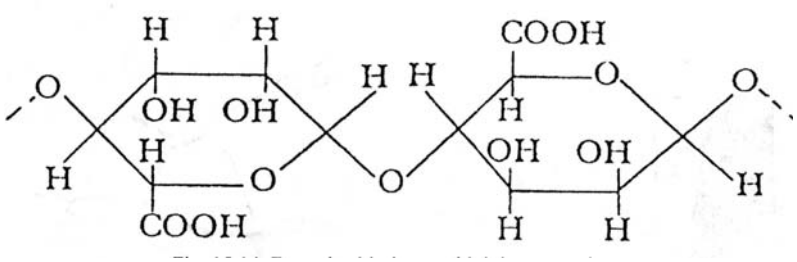


Fig. 15.14. Formula chimică a acidului manuronic.

Astbury i-a descris structura liniară, iar Kohler a stabilit gradul de polimerizare al acestui acid (înjur de 1000). Acidul alginic este insolubil m apă sau solvenți organici.

Acidul alginic prezintă, după Darmois, o constantă de disociație de $20\text{-}10^{5}$, fiind astfel ,de zece ori mai tare decât acidul acetic. De aceea, acidul alginic formează cu uşurință sămri, dintre care, m cazul de față, cele mai importante sunt sămrile alcaline, care rezultă în urma reacției cu pământul diatomeic (de infuzorii).

Tabelul 15.4.

Compoziția pulberii de alginat

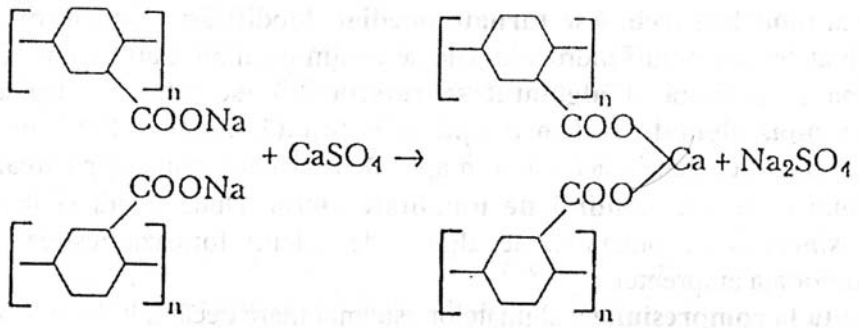
Substanță	Procente
Alginat de potasiu Sulfat de calciu Fosfat trisodic Fluorurâ (silicofluorură) de sodiu Pământ diatomeic	10-12% 10-12% 1-2% 1,5-3% 74-78%

Pulberea de alginat conține două componente de bază (tabelul 15.4.): un **alginat alcalin de sodiu sau potasiu** şi o **sare metalică** (sulfat de calciu), care în contact cu **apa** formează **alginatul de calciu** (fig. 15.15.).

Pe lângă alginatul alcalin, pulberea mai conține **sulfat de calciu,** un agent chimic de gelificare introdus sub formă de semihidrat. El asigurâ şi o conservare optimă a pulberii şi o mai

mare stabilitate dimensională a stării ulterioare de gel.

Cu rol de **umplutură minerală inertă,** în pulbere se introduce **pământ diatomeic** (rocă silicioasă formată din acumularea de cochilii de diatomee, o specie de alge unicelulare). Particulele de pământ diatomeic asigură o mai bună dispersie a pulberii în apă, crescând rezistența şi rigiditatea gelului final. într-o serie de formule, m locul pământului diatomeic apare **talcul** sau **carbonatul de magneziu.** Umplutura minerală inertă reduce la minimum acțiunea lipicioasă a pastei, oferind materialului de amprentă vâscozitate, un anumit fluaj, granulație şi rezistență.



sau

$$AlgKn + n/2CaSO_4 \rightarrow Can/2Alg + n/2K_2SO_4$$

pastă → gel

Fig. rS.IS.'Reacția de formare a alginatului de calciu.

Fosfatul trisodic joacă rol de inhibitor al gelificării realizate prin absorbția accidentală a apei m pulbere.

Fluorura de sodiu sau **silicofluorura de sodiu** diminuă pH-ul gelului, previne aderența amprentei la gipsul de model, ameliorând astfel calitatea acestuia.

In compoziția pulberii mai intră pulbere de silicat, glicoli, diferiți coloranți şi substanțe aromatizante. La ora actuală există produse cărora li s-au adăugat **indicatori** care fac să vireze culoarea amestecului în momentul când gelul şi-a consolidat rețeaua tridimensională şi amprenta poate fî scoasă de pe câmp.

Pulberea de alginat este foarte fină şi dezvoltă la preparare o cantitate mare de praf. Dimensiunile particulelor se aseamănâ cu cele ale fibrelor de azbest implicate m carcinogeneză. De aceea, **trebuie evitată inhalarea prafului de alginat.**

Aceste particule pot fi acoperite cu glicol (înglobat m material), care permite evitarea acestui inconvenient (Dustless Products).

în ultimii ani au apărut aşa-zisele **alginate siliconizate,** care înglobează polimeri siliconici. Ele au rezistență superioară la forfecare, comparativ cu cele tradiționale. Cu toate acestea stabilitatea dimensională a acestor produse nu a putut fi mult îmbunătățită.

Lichidul este apa, eventual distilată, mai ales în regiunile unde este bogată în săruri calcare (apâ calcaroasă).

Proprietăți

Alginatele au elasticitate mai redusă decât elastomerii de sintezâ, ceea ce explică acuratețea mai slabă în amprentarea detaliilor unei preparații dentare. Legată de elasticitatea mai redusă este deformarea permanentă (în medie 1,5%). **Gradul de deformare permanentă**

variază în funcție de **distorsionarea amprentei** în cursul dezinserării ei de pe câmpul protetic, **durata de menținere sub compresiune** (creşte odată cu durata), **raportul dintre apă şi** pulbere (creşte la consistențe subnormale).

Pentru evitarea deformării şi mperii, amprenta se va scoate din gură cu o mişcare rapidă, fară să se prelungească nemotivat menținerea ei pe câmpul protetic. Rezistența materialului fiind legată de consistență, se vor evita pastele subțiri. Cele preparate prea gros influențează negativ acuratețea amprentei.

Odată cu trecerea timpului fidelitatea amprentei scade, modificările dimensionale apărând repede, de aceea **modelele trebuiesc turnate imediat.** Modificările dimensionale se datorează faptului că alginatele sunt geluri hidrocoloidale ce conțin cantități mari de apă. **Dacă amprenta stă în aer,** apa se evaporă şi **alginatul se ratatinează** (se retractă). **Dacă amprenta** se **depozitează în apă, alginatele absorb apă şi se dilată.** Aşadar, fidelitatea amprentei se modifică prin depozitarea atât m aer cât şi m apă. De aceea amprenta se păstrează (pentru scurt timp - maximum o oră) **în condiții de umiditate 100%.** După o oră şi m aceste condiții, fenomenul de **sinereză** (aglomerarea de alginat de calciu) forțează ieşirea apei din gel şi depunerea pe suprafața amprentei.

Rezistența la compresiune a alginatelor este mai mare decât a hidrocoloizilor reversibili. Aceasta depinde de raportul apă/pulbere, de timpul de spatulare, precum şi de timpul scurs de la gelificare. După normele **ADA,** această valoare nu trebuie să scadă sub 0,3 MPa.

Solubilitatea. Alginatele alcaline sunt solubile m apă (de exemplu, alginatul de magneziu). Toate celelalte alginate sunt insolubile m apă, dar solubile m amoniac, cu excepția alginatului de calciu. Această solubilitate diferențiată a alginatelor alcaline[1] şi alcalino-pământoase[2] este esențială deoarece influențează gelificarea.

Timpul de gelifîcare este intervalul de timp care separă momentul amestecului (sau când amestecul este m stare de sol) de cel m care amestecul se transformă m gel. Stmctura gelului corespunde unei rețele tridimensionale în care lanțurile de alginat insolubil sunt legate între ele (prin fenomenul de „cross linking"), prin atomi de calciu. în ochiurile acestei rețele există alginat solubil nereacționat, m stare de sol, un exces de apă, particule de umplutură şi produşi secundari de reacție. **Transformarea solului în gel** are loc în 3 **minute la mai puțin de** 32°C pentru tipul 1 şi 3-5 **minute la peste 32 °C** pentru **tipul II.** Timpul de manipulare este de 75 secunde pentru tipul 1 şi 120 secunde pentm tipul II (la 23 °C ± 2 °C şi 50% ± 10% umiditate relativă).

Fosfatul trisodic creşte timpul de prizâ deoarece reacționează cu sulfatul de ealciu, rezultând fosfat tricalcic:

$$2Na3P04 + 3CaS04 \rightarrow Câ3(P04)2 + 3Na2S04$$

Fosfatul trisodic restant poate reacționa cu sulfatul de calciu din materialul de model imediat după stabilirea contactului amprentă/model sau ulterior până la demulare, **alterând suprafața acestuia.** De aceea, unele amprente luate cu o serie de alginate a căror pulbere nu conține corectori (sulfat de zinc, fluomri sau silicați), trebuie imersate într-o soluție de sulfat de zinc 2%, alaun 4% sau sulfat de potasiu 2%, timp de două minute (astăzi aproape toate produsele conțin corectori).

Vîscozitatea alginatului în stare de sol scade când temperatura creşte (700 mPa-s la 20 °C şi 300 mPa-s la 50 °C) sau prin adăugarea unui antiferment (formol 2-3%). **Vâscozitatea**

---

[1] metale alcaline - litiu, sodiu, potasiu, rubidiu, cesiu, franciu ^etale alcalino-pământoase - beriliu, magneziu, calciu, stronțiu, bariu, radiu

creşte odată cu concentraţia (150 mPa-s pentm 0,5% şi 1400 mPa-s pentfu 1%) şi cu scăderea pH-ului (la un pH de 4 acidul alginic precipită).

Deformarea permanentă a gelului poate îmbrăca două aspecte:

a) **mecanică** - o parte din material rămâne pe câmp şi partea cealaltă în portamprentă.

b) hidrocinetică - când se comite o eroare de tehnicâ:

- fie că saliva se interpune între câmp şi amprentă (gelul suferind un proces de imbibiţie cu dilatare consecutivă);
- fie că amprenta dezinserată se lasă la temperatura mediului ambiant, când gelul se deshidratează prin evaporare sau prin sinereză.

ADA solicită ca **deformarea permanentă să fie mai mică de** 3% când materialul este comprimat timp de 30 secunde. Reducerea deformării permanente se asigură clinic prin asigurarea unei grosimi de cel puţin 3 mm a materialului de amprentă, prin dezinserarea amprentei printr-o singură mişcare şi prin respectarea unui timp de maximum câteva minute până la tumarea modelului.

Clasificare

In timp, hidrocoloizii ireversibili au evoluat, diversificându-se m funcţie de necesităţile clinice. Astfel, m funcţie de timpul de gelificare, se disting două tipuri:

- tipul 1 - cu geliHcare rapidă;

- tipul II - cu gelificare normală.

După destinaţia pentru un anumit câmp protetic se deosebesc trei clase:

- clasa A - pentru amprente în vederea confecţionării **protezelor fixe unidentare** (inlay, coroane etc.) şi **parţiale;**

- clasa B - pentru amprentarea de hemiarcade sau arcade în totalitate;

- clasa C ~ pentm realizarea modelelor de studiu pentru realizarea portamprentelor individuale. ;

Indicaţii şi contraindicaţii

Alginatele sunt materiale relativ ieftine care se preparâ uşor şi au o durată convenabilă a fazei plastice. Prezintă o fideiitate şi elasticitate optime. Aceste calităţi le fac să fie utilizate în mai toate ramurile stomatologiei. Mult timp, în protetica fixă, alginatele au fost utilizate doar pentru amprentarea arcadelor antagoniste şi a amprentelor pentru realizarea modelelor de studiu şi document, fiind socotite materiale de elecţie în protezările mobile şi mobilizabile. **In protetica iîxă** alginatele se pot utiliza m următoarele situaţii:

- amprente pentru realizarea modelelor de studiu şi document;
- amprentarea arcadelor antagoniste;
- amprente pentru realizarea modelelor duplicat (tehnica Morin, Valentin, Dauriac);
- alginatele din clasa A (injection type) pentru amprentarea câmpurilor protetice în protezarea unidentară;
- amprentarea hidro-alginică pentru realizarea modelelor de lucru (pentru proteze unidentare şi punţi).

Contraindicaţiile acestor materiale vizează situaţiile când modelele nu pot fi turnate imediat sau în minutele următoare, precum şi m amprentările ce pretind o fidelitate deosebită (cu excepţia amprentelor hidro-alginice - vezi capitolul 15.7.).

Tehnica de lucru este prezentată m capitolul 15.8.1.1.

Ambalare, depozitare, dezinfecţie

Alginatele care se prezintă exclusiv sub formă de pulberi se ambalează m recipiente metalice sau plastice prevăzute cu sisteme de închidere ermetică. Există însă ambalaje sub formă de folii metalice sau chiar plastice. Ambalajele conţin diferite cantităţi de pulbere (de la cantităţi pentru o singură doză de utilizare, circa 18-20 g, până la cantitâţi de 1-2 kg).

Pentm ca pulberea de alginat să nu se hidrateze, i se mai adaugă o serie de substanțe de protecție şi neutralizare a acidității remanente (sulfat de magneziu, sulfat de potasiu etc.).

Ambalajele cu alginate se păstrează bine la o temperatură de 23 °C, respectiv 73 °F, pe cât posibil într-o atmosferă de aer uscat.

Când sunt ambalate m pungi din folii metalice, acestea trebuie închise cât mai etanş (prin plisare) sau conținutul va fi mutat în recipiente metalice prevăzute cu sisteme etanşe de închidere.

cn înaintea tumării modelului, ampreпta trebuie dezinfectată. 0 serie de vimsuri (herpes simplex, HIV sau ale unor hepatite) pot fi transmise prin cele mai cunoscute produse: **Palgat (ESPE), Imprex (ESPE), Zelex, Blueprint, Zelgan 2000 (DeTrey), Xantalgin (fără plumb), Algetral, Alginoplast (Bayer), Septalgin (Septodont), Ypeen (Spofa Dental), Algodent (Astar), Ortoprint** şi **Hidrogum (Zhermack), Jeltrate (Caulk), Kromopan** - a cărui culoare variază în funcție de momentul prizei **(Lascod), Algi-X** (cu variante **light A body** - pentru seringă şi **heavy B body** - pentru aplicat în lingură **- Svedia Dental).**

Când cumpărați un alginat, urmăriți câteva inscripții esențiale de pe ambalaj: **denumirea produsului, destinația, gelificarea** (rapidă sau normală), **gramajul** conținutului, **specificațiile ADA** şi/sau **ISO,** instrucțiunile de folosire, condițiile de depozitare, numărul lotului de fabricație, **clasa** şi mai ales **tipul.**

15.7.2.2. HIDROCOLOIZI REVERSIBILI

Hidrocoloizii reversibili sunt primele materiale elastice de amprentare apărute. Substanța principală este un gel pe bază de **agar-agar,** care devine plastic sub influența căldurii.

Denumirea de **hidrocoloid** provine de la faptul că aceste materiale formează cu apa, m etapa fmală de priză, soluții coloidale sub formă de **gel.**

Termenul de **reversibil** desemnează posibilitatea ca odată aduşi m starea de **gel** să poată fi readuşi în starea de sol.

Componenta de bază a hidrocoloizilor reversibili este un extract din algele roşii marine (Rhodophycee) cunoscute şi sub numele de **agar-agar.** Acestui exctract i se mai adaugă **ceruri, răşini, coloranți** şi **aromatizanți.**

Primii hidrocoloizi au fost creați şi prezentați lumii stomatologice de către Aplhons Poller, care în 1925 a lansat produsul **Negocoll.**

Din 1927, hidrocoloizii pe bază de agar-agar sunt utilizați curent ca materiale de amprentă în protezarea mobilizabilă. Sears, încă din 1937, îi foloseşte şi în cadrul protezărilor fixe. Materiale excelente de amprentă, prin finețe şi precizie, putere foarte ridicată de defmire (10 ^im), au fost neglijate o vreme, fiind folosite mai mult m laboratoarele de tehnică dentară pentru duplicarea modelelor. La ora actuală sunt reactualizate, fiind folosite şi în cabinet cu mare succes, chiar şi m protezarea fixă.

Compoziție

Materia primă din componența unui hidrocoloid reversibil este **agar-agarul (geloza), un coloid organic hidrofil.** Din punct de vedere chimic, este vorba de un polizaharid, format din resturi galactozidice, esterificate cu o gmpare sulfonică. în literatura de specialitate există mai multe formule ale esterului sulfuric al gelozei: Malquarti şi Martin (1990), Ph. Demolan (1971) etc.

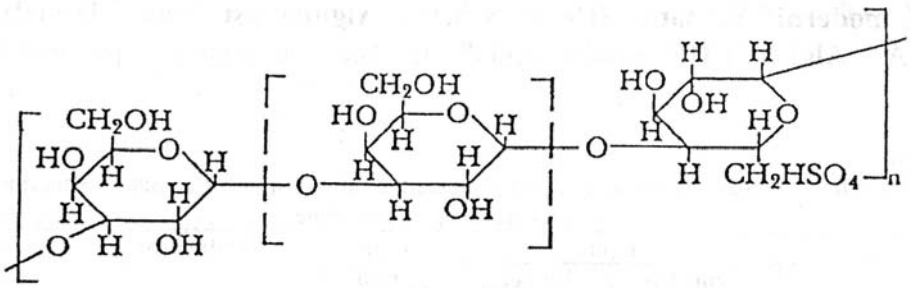


Fig. 15.16. Structura chimică a agar-agarului

Agar-agarul se licheﬁază, trecând din **gel** în **sol** între 71 °C şi 100 °C şi se gelifică, trecând din **sol** în **gel** între 30 °C şi 50 °C.

Dimensiunea particulelor de geloză aflate în suspensie (în apă) variază între 0,001 şi 0,2 *[im.* Există mai multe formule de hidrocoloizi reversibili (19).

De obicei, în compoziția lor intră apă (~ 80%), agar-agar, borax, sulfat de potasiu, timol, glicerină, caolin etc.

Boraxul creşte vâscozitatea solului şi rezistența gelului prin creşterea densității fibrelor din rețeaua tridimensională, dar inhibă reacția de priză a gipsului din care se confecționează modelul.

Sulfatul de potasiu accelerează priza gipsului, neutralizând astfel efectul negativ al boraxului.

Conținutul de potasiu face aceste materiale foarte sensibile la fenomenul de sinerezâ (pierderea apei) sau imbibiție (creşterea conținutului de apâ). De aceea, este bine ca **modelele să se toarne în maximum 15 minute.** Dacâ acest lucru nu este posibil, ampreta se va depozita m condiții de umiditate 100%. Chiar în instalația specială Hydrophor, stabilitatea dimensională absolută se menține doar o perioadă scurtă de timp.

Elementele inerte şi accesorii din compoziția acestor materiale sunt: **timolul** (bactericid de conservare), **mentolul** (antiseptic), **glicerina** (plastifiant), **talcul, pământul diatomeic, argila, silicea** şi **ceara** (reglează rezistența, vâscozitatea şi rigiditatea gelului).

Proprietăți

Structura de gel este compusă din fibre microscopice şi lanțuri de particule coloidale. Fibrele formează o rețea m ochiurile căreia este reținutâ apa. Gelul lăsat la aer se deshidratează şi se retractă. El poate însâ să şi absoarbă o cantitate de apă, prin fenomenul de imbibiție.

In mediu uscat, gelul pierde apa prin „transpirație" şi se retractă (sinereză), aceste fenomene putând fi controlate prin:

- adaosuri de sămri solubile;
- introducerea gelului într-o soluție cu presiune osmotică corespunzâtoare solventului;
- depunerea într-o atmosferă umedă.

Este preferabilă tumarea imediatâ a modelului.

Sinereza şi imbibiția au loc în funcție de concentrația gelului. Pentru a le influența, se pot modifica fie substanțele inerte, fie componentele chimice care întăresc legăturile intramoleculare.

Condițiile impuse hidrocoloizilor reversibili sunt specificate m normele **ISO 1564** şi **ADAnr.ll(19).**

Produse comerciale şi materiale accesorii

La ora actuală există **hidrocoloizi** reversibili care se utilizează **exclusiv în protetica fixă** şi **hidrocoloizi de uz general** (tabelul 15.5.), după cum pe lângă produse comerciale devenite „clasice" (Hydrocolloid - Kent Dental, Hydrocolloid - Kerr, Surgident - Lactona) au apărut

hidrocoloizi moderni: Versatile (Henry Schein), **Alginoplast** (Bayer Dental), **Kromopan** (Lascod S.p.A.), **Algi-X B DF** (Svedia Dental) etc. Aceste materiale se prezintă m consistențe diferite.

Tabelull5.5.

Câțiva hidrocoloizi reversibili moderni şi momentul turnării modelului pentru amprentele luate cu acest tip de materiale

Produsul	Ti	pul	tde prizâ	Producător	t. de turnare a modelului
	Prot. fixe	Uz gen.			
Alginoplast	+	—	3,5	Bayer Dental	imediat
Algi-X A DF	+	—	4	Svedia Dental	15 min
Algi-X B DF	+ ,	—		Svedia Dental	15 min
Kromopan	+	—		Lascod S.p.A.	timpde lOOh
Vocoloid 4	+	-	4	Voco	8 min - 6 h
Green Rapid DF	—	+	2	Svedia Dental	15 min
Xantalgin Select	-	+	2,5	Bayer Dental	imediat

0 bună parte din hidrocoloizii reversibili, cu precâdere cei tradiționali necesită o dotare suplimentarâ, care constă în:

- instalații de condiționare[1] (de exemplu, băile multimodulare **Commande, Satellite** şi **B-Tran 301 Hydrocolloid Conditioner** ale firmei VAN R sau **Sigmatherm 3000** NT al firmei **Sigma);** yiy iai
- seringi şi ace;
- portamprente metalice cu circuite de răcire;
- tablete autoadezive;
- termometm;
- comprese.

Indicații

Hidrocoloizii reversibili pot fi utilizați în protetica fixă m următoarele situații:

-- amprentarea preparațiilor cavitare (inlay, onlay);

- preparații coronare, indiferent de configurația zonei cervicale, dar mai ales la cele cu prag şi cu o pregătire anterioară a şanțului gingival;
- preparații corono-radiculare (în asociere cu dispozitive radiculare prefabricate);
- preparații coronare multiple pentru proteze parțiale fixe extinse sau adezive;
- pentm duplicarea modelelor (de obicei, în laboratoml de tehnică dentară). **Contraindicații**
- când nu se poate efectua o condiționare de calitate a şanțului gingival;
- la preparațiile m muchie de cuțit, care conferă amprentei margini foarte subțiri;
- preparații bilaterale simultane la nivelul premolarilor şi molarilor, la pacienți cu macroglosie şi/sau mobilitate lingual exagerată;

Dezavantaje

Hidrocoloizii reversibili au numeroase calități dar li se reproşează totuşi o serie de inconveniente:

- necesitatea condiționării riguroase a şanțurilor gingivale care să permită o umplere **suficientă a** acestora cu material de amprentă;
- material relativ friabil (energie de mpere 0,120-0,264 mJ);

---

[1] instalațiile de condiționare (băile) a hidrocoloizilor reversibili utilizați în cabinet pentru amprentarea câmpurilor protetice sunt altele decât cele utilizate în laborator pentru duplicarea modelelor (ex: PERform DS3/multi - Hedent GMBH).

- stabilitate dimensională foarte redusă (ca timp) după gelificare (modelul trebuie turnat imediat);
- modelele se pot realiza doar din gipsuri;
- investiție inițială mare pentru accesorii;
- imposibilitatea realizării unei dezinfecții riguroase a amprentei cu substanțe obişnuite. Aceasta se poate face doar cu produse de generație mai recentă: **Impresept (ESPE), Mucalgin (MERZ), MD SZO (DURR)** etc.;
- uneori pacienții acuză un **„şoc termic"** datorită inserării.materialului încâlzit şi.răcirii lui ulterioare (disconfort până la durere).

15.7.2.3. ELASTOMERI DE SINTEZA

Apariția elastomerilor, ca materiale de amprentă se datorează progreselor remarcabile ale chimiei polimerilor de sinteză. Din punct de vedere chimic, aceste materiale diferă de hidrocoloizi. Numele lor (elastomeri) care datează de prin anii '50 provine din termenii **elastic** şi (poli)mer. Apariția lor m ordine cronologică s-a succedat astfel: **elastomerii polisulfîdici** (1954), **siloxanii** (1955), **polieterii** (1965), **vmilpolisiloxami** (1975), vezi fig. 15.1.

Dezvoltarea, timp de aproape jumătate de secol a elastomerilor de sinteză a revoluționat practica stomatologică şi a determinat schimbarea unor concepții şi tehnologii m amprentarea câmpurilor protetice. Aceste materiale de amprentă au o fidelitate crescută, se prepară uşor, au o elasticitate şi o stabilitate volumetrică excepțională, modelele nu mai trebuiesc realizate în primele 10-15 minute, mai mult, ele se pot obține şi prin galvanoplastie.

Polimerii de bază din cadrul elastomerilor sunt **cauciucuri polisulfidice, siliconate sau polieterice.**

Elastomerii de sinteză, în funcție de vâscozitate, se pot clasifica m patru tipuri:

tipul 1 - chituri (Putty)

tipul II - cu vâscozitate crescută (Heavy body)

tipul III - cu vâscozitate medie (Regular)

tipul IV - cu vâscozitate redusă (fluide) pentru tehnici de injectare (Light body).

Nu toți elastomerii se prezintă în toate cele patru tipuri. De exemplu, polieterii se prezintă în doar două forme: **cu vâscozitate crescută** (tipul 11) şi cu **vâscozitate redusă** (tipul IV).

Din punct de vedere clinic la toți elastomerii de sinteză interesează următoarele proprietăți:

- fidelitatea;
- stabilitatea dimensională;
- timpul de lucm;
- timpul de amestecare;
- consistența;
- deformarea permanentă m timpul îndepărtării amprentei;
- fluajul după priză;
- flexibilitatea;
- compatibilitatea cu materialul din care se confecționează modelul de lucru;
- culoarea bazei şi acceleratorului;
- durata de conservare cu păstrarea proprietăților componentelor de bază.

15.7.2.3.1. ELASTOMERI POLISULFIDICI

Elastomerii polisulfidici (tiocauciucurile, polisulfurile) au fost primii elastomeri de sinteză. Produsul inițial, **Thiokol,** a fost lansat în 1953. Datorită acestui produs, elastomerii polisulfidici sunt denumiți **impropriu „tiocoli".** Thiokol a fost produs de firma Thiokol Chemical Corporation din Irenton, New Jersey (SUA).

Denumirea lor s-a modificat în **mercaptan,** datorită gmpării **-SH** (mercaptan), grupare care în cursul reacției de polimerizare se transformâ în gmp **polisulfidic.**

Elastomerii polisulfidici fac parte din categoria cauciucurilor sintetice şi rezultă din polimerizarea la temperatură obişnuită a hidrocarburilor sulfuroase cu masă moleculară de 300-**400.** . Producția lor industrialâ se face prin depolimerizarea parțială a tioplastelor cu greutate moleculară foarte mare (până la 50.000).

Prezentare

Elastomerii polisulfidici se prezintâ m sistem **pastă-pastă** în trei consistențe (crescută, medie şi fluidă); una dintre ele **baza** şi cealaltă **acceleratorul. Baza** poate fi albâ sau de altâ culoare iar **acceleratorul** este de culoare brunâ (de obicei, brun închis) datorită **peroxidului de plumb (Pb02).**

Noțiunea de **accelerator** include totalitatea substanțelor înglobate în această pastă, m timp ce componenta chimică care declanşează propriu-zis vulcanizarea ar trebui să se numească **reactor. Peroxidul de plumb** este mai de grabă un **reactor,** mai bine zis un **inițiator** şi nu un catalizator, fiindcâ la sfârşitul reacției nu mai este regăsit ca atare.

Reacția de priză constă în oxidarea gmpărilor mercaptan din moleculele pastei de bază sub acțiunea inițiatorului şi formarea de gmpări disulfurice. în cursul reacției de polimerizare din forma de pastă se ajunge la cea de cauciuc.

Compoziție

Compoziția lor de bază reprezintă mai mult sau mai puțin un secret de fabricație. Reproducem formula consemnată de Pearson.

Baza, care poate fi şi un polimer lichid tiolic, are următoarea compoziție medie:

Polimer polisulfidic .....79,75 (lichid)
Oxid de zinc 4,85
Sulfat de calciu .....;.,.....15,40

Oxidul de zinc joacă rolul de **umplutură** (încărcătură) care determină gradul de vâscozitate, iar **sulfatul de calciu** îndeplineşte funcția de **plastiHant.** De obicei, se mai adaugă silice foarte fină pentru a creşte rezistența materialului şi ameliorarea elasticității. Bioxidul de titan se adaugă ca şi colorant. Proporția materialului de umplutura (de exemplu, oxid de zinc, dioxid de titan, sulfat de zinc, silice), variază de la 12% la 50%, în funcție de consistența dorită:

fluidă, medie sau crescută.

Un produs evită folosirea Pb02 şi îl înlocuieşte cu o substanță organică asemânâtoare **hidroperoxidului de cumen** sau **t-butilhidroperoxidului.** Totuşi acest constituent este volatil şi pierderea sa prin evaporare duce la o contracție crescută m timpul reacției de polimerizare.

Acceleratorul este constituit din:

Peroxid de plumb .....77,65 (pulbere)
Sulf.....:..... 3,52 (pulbere)
Ulei dericin.....;.....,..... 16,84
Adaosuri 1,99

Peroxidul de plumb (care conferă materialului culoarea maro închis sau gri-bmn) sau **hiperoxidul de mangan** joacă rolul de inițiator; sulful asigură reticularea şi, respectiv, legarea

cap la cap a lanțurilor polimerice. Unele produse conțin în loc de peroxid de plumb, hidroperoxid de

mangan.

0 polisulfidă recent produsă înlocuieşte dioxidul de plumb cu un sistem accelerator carbonat de zinc şi o substanţâ organică. Se pretinde că aceasta se mânuieşte mai uşor (şi mai curat) decât o polisulfidă convenţională.

Uleiul de ricin reprezintă plastifiantul pentru cele două pulberi de mai sus.

In unele produse se mai adaugă **acid stearic** sau **oleic** pentru a inhiba vulcanizarea şi pentru a atenua pe cât posibil mirosul dezagreabil al compoziţiei. Creşterea temperaturii şi umiditatea accelerează reacţia dintre bază şi accelerator.

Proprietăţi

Elastomerii polisulfurici, geluri coloidale hidrofobe sunt insolubili m apă şi m solvenţi clasici. Spre deosebire de hidrocoloizi, elastomerii polisulfidici nu prezintâ deformări prin imbibiţie sau sinerezâ deoarece sunt **coloizi hidrofobi.** în schimb, trebuie menţionat câ **vulcanizarea** este însoţită de contracţii.

Vâscozitatea acestor materiale creşte m cursul reacţiei de vulcanizare şi scade odată cu creşterea cantităţii de plastifiant. Teoretic ea este suficient de crescută pentru a permite obţinerea unor proprietăţi mecanice satisfacătoare şi totodată suficient de joasă ca sâ permită penetrarea m cele mai mici detalii ale câmpurilor protetice, evitând concomitent o porozitate inoportună. Desigur, la fiecare categorie de material, vâscozitatea diferâ. Fiecărei categorii de consistenţă îi corespunde un fluaj specific.

Stabilitatea dimensională este mai bună decât a hidrocoloizilor; totuşi aceste materiale se contractă uşor, ceea ce impune **realizarea modelului în prima oră de la amprentare.**

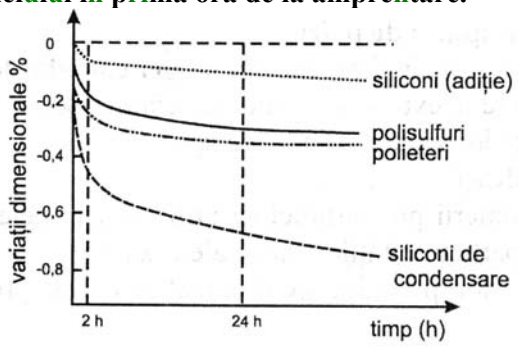


Fig. 15.17. Contracţia comparativă a elastomerilor de sinteză, în primele 24 h, respectiv la 24 h (după Chong şi Docking).

Contracţia polisulfurilor în primele 24 ore este mai mare decât a siliconilor cu reacţie de adiţie, mai mică decât a polieterilor **şi mult mai mică decât a siliconilor cu reacţie de condensare** (fig. 15.17.).

Elastomerii de sinteză suferă o deformare permanentă m cursul îndepărtării amprentei. Această deformare se petrece m momentul când materialul elastic depăşeşte zonele retentive ale câmpului protetic. Nu toţi elastomerii revin la forma iniţială, prezentând astfel o deformare remanentă, specifică fiecărui tip (fig. 15.18.).

Distorsionarea este mai mare la produsele cu vâscozitate mică (0,9%) decât la cele cu vâscozitate mare (0,3%).

După Inoue, modulul de elasticitate este maxim la 11-12 minute de la debutul mixajului. Coeficientul de dilatare termică este de circa 150 x 10^{-6} $grade^{-1}$ (Jorgensen), de 14 ori mai mic decât cel al coroanei dentare (11,2 x 10^{-6} $grade^{-1}$). Aceasta înseamnâ că **o amprentă trecută de la temperatura cavităţii bucale** (37 °C) **la temperatura cabinetului sau a laboratorului** (20

°C), **va prezenta o retracţie liniară de 0,26%.** în realitate, adeziunea materialului la portamprentâ limitează această reacţie astfel încât ea poate fi considerată nulă.

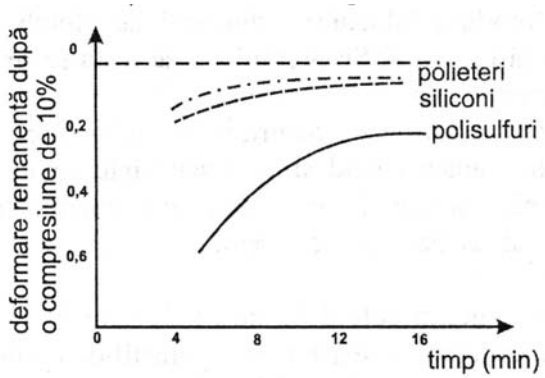


Fig. 15.18. Deformarea remanentâ la diferite clase de elastomeri, după o compresie de 10% din lungimea lor.

. De altfel, reacţia exotermă a gipsurilor de model limitează parţial contracţia termicâ a materialului de amprentă.

Toxicitatea acestor materiale este nulă cu toate că s-a încercat mcrimmareapeţQxidului de plumb m această acţiune. Mirosul lor sulfuros este însă dezagreabil.

Mecanismul vulcanizării

Schematic se poate admite că prin întârirea amestecului celor două componente se formează un **polimer sulfuric.** Reacţia în lanţ, uşor exotermă (temperatura creşte cu 3-4 °C) se desfaşoară în trei etape: **iniţiere, propagare** (vulcanizare), **stagnare** (întrempere).

Prima etapâ corespunde timpului de amestec, a doua - timpului de lucru, iar ansamblul celor trei etape, timpului de priză.

Din punct de vedere chimic, în final rezultă un **gel coloidal hidrofob** format din lanţuri de hidrocarburi sulfurate reunite la extremităţi datoritâ refacerii legăturilor disulfidice -S-S- prin intermedierea unei reacţii de oxidare cu eliminare de apă.

Indicaţii şi contraindicaţii:

In protetica fixă elastomerii polisulfidici se utilizeazâ m cele trei consistenţe (crescută, medie şi fluidă) m funcţie de particularităţile clinice ale cazului.

- amprentarea câmpurilor protetice pentru realizarea de proteze parţiale fixe uni- si pluridentare;
- amprente globale;
- o calitate m plus a acestor materiale este **posibilitatea turnării mai multor modele de lucru** (de pe aceeaşi amprentă), cu condiţia ca acestea să fie realizate cât mai repede din momentul amprentării.
- datorită fidelităţii, elasticităţii şi fluidităţii din starea plasticâ, precum şi a contracţiei minime volumetrice (0-0,35% **la 24h pentru cele medii şi fluide şi** 0,9% **pentru chituri)** după priză, aceste materiale nu au practic contraindicaţii m ceea ce priveşte tipul de câmp protetic amprentat m cadrul protezărilor fixe.

Contraindicaţiile se referă doar la persoanele care manifestă intoleranţă (de obicei, manifestâri alergice) la constituenţii chimici din componenţa polisulfurilor. S-a sugerat toxicitatea potentialâ a peroxidului de plumb. Pearson demonstrează însă că aceasta nu are timp să provoace intoxicaţii în intervalul scurt m care se destaşoară reacţia de priză a materialului. Dezavantajul major al polisulfurilor este mirosul neplăcut.

Produse comerciale

Dintre produsele mai des utilizate amintim: **Permlastic** (KERR), **Neo-Plex** (SURGIDENT), **Coeflex** (COE), **Unilastic** (KERR), **SuperRubber** (BOSWORTH),.

RubberBase (Henry Schein) etc.

Depozitare - conservare

După o perioadă mai lungă de stocare mercaptanul din lichid tinde să se separe de oxidul de zinc şi de sulfatul de calciu. Skinner consideră că dacă **tuburile sunt bine închise şi plasate la o temperatură şi umiditate ambiantâ normale,** ele se pot păstra chiar **un an** (149).

15.7.2.3.2. ELASTOMERI SILICONICI

Dezavantajele materialelor polisulfurice (spatularea dificilă, mirosul neplăcut, timp lung de priză, colorarea materialelor de protecţie, deformarea remanentâ mare) au stimulat cercetătorii în sintetizarea de materiale noi. Printre acestea se află şi **elastomerii siliconici** (organo-siloxani).

Siliconii sunt compuşi ce conţin **grupări organice** dintre care una sau mai multe sunt **legate covalent de un atom de siliciu.** Elastomerii siliconici utilizaţi pentru amprentare sunt obţinuţi fie prin **reacţii de policondensare,** fie prin **reacţii de poliadiţie.** Ei sunt lipsiţi de toxicitate, dar contactul prelungit al acceleratorului cu pielea şi mucoasele se va evita pe cât posibil.

Prezentare

Elastomerii siliconici se livrează în sistem bicomponent: **baza** este ambalată m tuburi (siliconi de consistenţâ medie şi fluidă) sau m cutii (cei cu consistenţă chitoasă), iar **catalizatorul** (activatoml) m flacoane, când este sub formă lichidă, sau m tuburi, când se prezintă sub formă de pastă. Siliconii se comercializează în toate tipurile de vâscozitate.

Elastomeri siliconici cu reacţie de condensare (convenţionali)

Baza este un **polidimetilsiloxan** cu greutate moleculară relativ micâ şi o gmpare terminală hidroxil reactivă, la care se adaugă o **încărcătură anorganică** inertă (în proporţie de 35-37%, m funcţie de vâscozitatea dorită): **particule de silice pirolitică** (de 2, respectiv 8um) sau **bioxid de titan** ca plastifiant sau agent de albire.

Incărcătura conferă pastei consistenţă şi rigiditate produsului final.

Catalizatorul, sub formă de lichid sau pastă (ambele colorate), este o suspensie de **octoat de staniu şi ortosilicat de etil.**

Pentru a evita degajarea de hidrogen, nociv pentru suprafaţa amprentei unii fabricanţi introduc un captator de hidrogen, cum ar fi **aldehida** sau **oxidul de crom.**

Reacţia de reticulare asigurată de ortosilicatul de etil în prezenţa octoatului de staniu determină formarea unei reţele tridimensionale; ea este uşor exotermâ (-1 °C) şi se însoţeşte de formarea etanolului, un produs secundar al reacţiei de policondensare.

Evaporarea alcoolului este responsabilă de contracţia amprentei şi de stabilitatea tridimensională redusă, ceea ce impune **turnarea modelului în prima orâ. Contracţia esfe mai mare decât la polisulfuri şi polieteri.**

Siliconi cu reacţie de adiţie (polivinil siloxanii)

De obicei se prezintâ tot în sistem bicomponent: pastă/pastă.

Baza conţine un **polivinilsiloxan** cu o greutate moleculară redusă, având o valenţă a siliciului satisfacută de un atom de hidrogen.

Acceleratorul (catalizatorul) conţine un polisiloxan cu o grupare vinil (CH^CH-) terminală. Reacţia de adiţie rezultă în urma fixării hidrogenului (iniţial legat de atomul de siliciu), la unul din atomii de carbon ai gmpării vinil m urma desfacerii dublei legături, m

prezența unui catalizator organometalic, cum ar fi acidul cloroplatinic (HsPtC^). Cauciucul care rezultă poartă numele de silico-vinil polisiloxan. Spre deosebire de reactia de condensare, nu apar produse secundare volatile, ceea ce explică modificările dimensionale minime din cursul polimerizării.

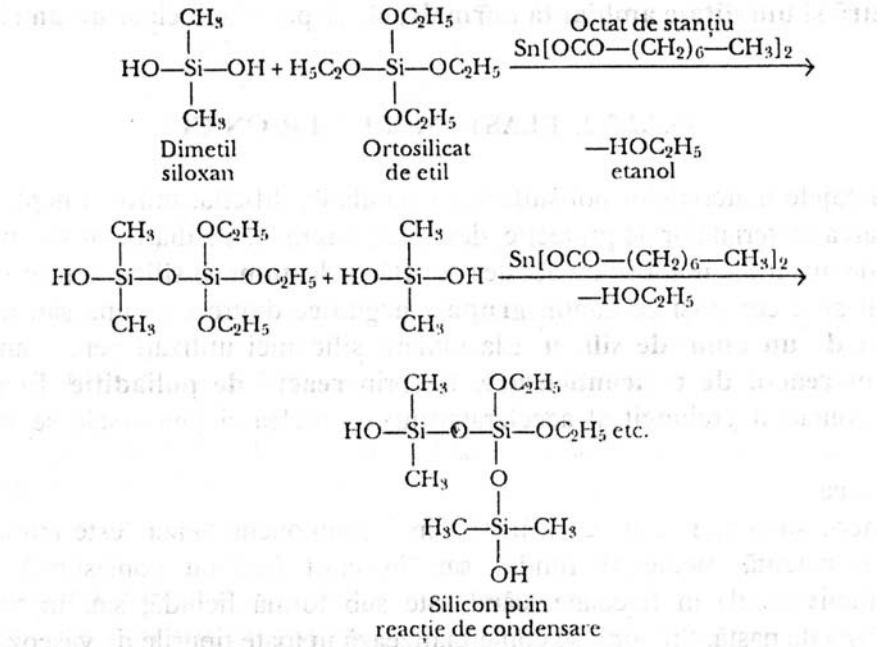


Fig. 15.19. Reacția chimică care are loc în cazul siliconilor de condensare.

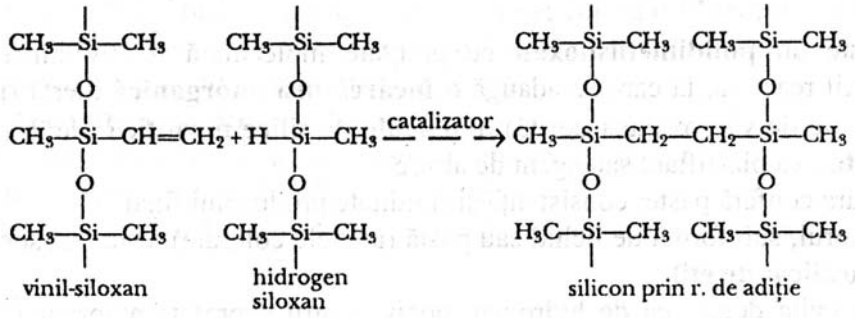


Fig. 15.20. Reacția chimică ce are loc în cazul siliconilor de adiție.

Proprietățile elastomerilor siliconici

Siliconii sunt geluri coloidale hidrofobe constituite din lanțuri de polidimetilsiloxani care se reticulează datorită gmpărilor lor **hidroxil** terminale (siliconi de condensare) sau a grupârilor **vinilpolisiloxanice** (siliconi de adiție). Există pe piață şi **siliconi hidrofili,** primul de acest gen, **Oranwash,** de consistență fluidă este produs de firma **Zhermack.** Siliconii sunt **insolubili în apă şi în solvenți clasici.**

Vâscozitatea lor creşte rapid şi constituie un inconvenient m utilizarea practică. Acest inconvenient se poate preîntâmpina, diminuând (până la un anumit punct) cantitatea de accelerator.

Elastomerii siliconici, cu toate că sunt geluri coloidale hidrofobe, nu prezintă nici o **modificare dimensională** prin imbibiție sau sinereză. în schimb, se poate prevedea o contractie la fel de importantă când polimerizarea este lentă şi polimerii au o greutate moleculară micâ.

Variațiile dimensionale sunt mai mari decât la polisulfuri. Sunt cu atât mai

accentuate, cu cât stratul de material este mai gros (ideal 2-3 mm). Siliconii cu reacţie de condensare suferă, în special în prima oră după prizâ, o contracţie volumetricâ importantă (0,4%), datoritâ evaporării unor componente.

Siliconii cu reacţie de adiţie prezintă o **stabilitate dimensională mai bună,** deoarece în cursul acestei reacţii nu apar produse secundare volatile. Modificârile dimensionale la această categorie de siliconi sunt de circa 0,05% m 24h, cele mai mici dintre toate materialele elastice de amprentă. La fel de mici sunt şi valorile deformării permanente după îndepărtarea din cavitatea bucală(0,07%-0,16%).

Modulul de elasticitate maxim al elastomerilor siliconici este atins după 15 minute. Rezistenţa la tracţiune este mai mare decât a polisulfurilor, dar **siliconii cu reacţie de adiţie au o flexibilitate mai redusă,** îndepărtarea amprentei din zonele retentive întâmpinând greutăţi din cauza rigidităţii materialului. Coeficientul de dilatare termică al siliconilor este de $200x10^{6}$ la 0 ^{O}C (Anderson), de 18 ori mai mic decât al coroanei dentare. Aceasta înseamnă că o amprentă care trece de la temperatura cavităţii bucale (37 °C) la aceea a laboratorului (circa 20 °C) prezintă o contracţie liniară de 0,34%. Valoarea este însă neglijabilă, fiind compensată de aderenţa la portamprentă.

Octoatul de staniu se deteriorează cu timpul. La temperatura de 21 °C se **poate păstra circa patru luni.** La 27 °C se deteriorează rapid şi devine inutilizabil.

Mulţi activatori (acceleratori), lăsaţi m contact cu aerul se întăresc (octoatul de staniu' lichid se transformă într-un compus stanic solid). De aceea, flacoanele vor fi închise între utilizâri.

La produsele iniţiale s-a observat o degajare gazoasâ (hidrogen) pe parcursul polimerizării, care influenţează calitatea modelelor (bule pe suprafaţa acestora). Prin introducerea pulberilor de paladiu sau a oxidului de crom s-a reuşit captarea hidrogenului.

Siliconii de adiţie hidrofili permit tumarea unor modele de gips foarte fidele, dar îngreunează aderenţa pulberii metalice pe aceste materiale în cazul confecţionârii modelelor pe cale galvanică.

Indicaţii şi contraindicaţii

Indicaţii:

- m toate tipurile de amprentări ale câmpurilor protetice pentru protezări fixe;
- pentru obţinerea modelelor deosebit de precise (inlay, restaurări adezive etc.) se vor utiliza doar polisulfurile, siliconhi cu reacţie de adiţie şi polieterii.

Contraindicaţii:

- persoanele cu intoleranţă sau manifestări alergice la unele componente chimice ale bazelor sau acceleratorilor;

- confecţionarea mai multor modele pe baza aceleiaşi amprente;

- când se doreşte realizarea unor modele deosebit de fidele cu multe microdetalii se contraindică utilizarea siliconilor cu reacţie de condensare.

Produse comerciale

A) Siliconi cu reacţie de condensare

La ora actuală **există peste 350 de siliconi de condensare şi adiţie.** în tabelul 15.6. vă prezentăm câţiva siliconi de condensare, iar m tabelul 15.7. câţiva siliconi de adiţie.

15.7.2.3.3. POLIETEM

Ultimii sosiţi m seria elastomerilor de sinteză sunt **polieterii (gumele** sau **cauciucurile polieterice).** Polieterii au fost elaboraţi de către W.Schmidt şi echipa sa m anul 1969.

Proprietățile mecanice ale polieterilor sunt mai bune ca ale polisulfurilor, modificările dimensionale sunt mai reduse decât la siliconii cu reacție de condensare, în schimb timpul de lucru este ceva mai redus iar rigiditatea mai mare.

Tabelul 15.6. Produse comerciale de siliconi cu reacție de condensare și principalele mdicații de utilizare indicate de producători.

Dcnumirea materialelor	Firma producătoare	Consistența	indicatii
Bisico Plast	Bisico	chitoasă	amprentă de corectarc ; ..:••
Rapid	Coltene	chitoasă	amprentâ inițială în tehnica de corectare
Bisico Plast x-hart	Bisico	chitoasâ	amprenta în doi timpi
Silicone Base	Nordland Kent	chiloasâ	amprentâ primanl. amprentâ de situație
Bisico Regidur	Bisico	crescutâ	înregistrarea ocluziei
Lastic hard	Kettenbach	crescută	amprentă într-iin timp
Bisico Exact G	Bisico	medie	tehnica dubluJLii amestec
Sitran N	Erkodent	medie	amprentă într-un sinsuir timp
Lastic medium	Kettenbach	medie	amprenta de corectare
Bisico ExactN	Bisico	scâzută	amprenta de corectare
Coltex	Coltene	scăzutâ	amprenta de corectarc
R-apid Soft	Coltene	scâzutâ	amprenta de corectare
Silagiim KV	DMG	scazută	amprentă în doi tinipi
Sitran F	Erkodent	scâzutâ	amprentâ de corectare
Xantopren Blau	Heraeus Kulzer	scăzutâ	amprentă de corectare
Xantopren VL plus	Heraeus Kulzer	scazută	amprenta de corectare
Lasticomp fine	Kettenbach	scazLitâ	amprentă de corectare
Lastic Xtra	Kettenbach	scâzutâ	amprenta de corectare
Coltoflax	Coltene	chitoasă	amprcntă în doi timpi .;
Silagum KV Knet	DMG	chitoasâ	amprentâîn doi timpi
Optosil	Heraeus Kulzer	cliitoasâ	amprenta m doi timpi
Lastic Xtra Putty	Kettenbach	chitoasâ	amprenta de corectare
Lasticomp Putty	Kettenbach	chitoasă	amprenta de corectare
Sherasil Soft	Shera	chitoasâ	amprenta initiala în tehnica de corcctare
Blend-a-scon	Procter&Gamble	chitoasă/scâzLit	amprentă de corectare
Oranwash	Zhermack	SCâZLltâ	amprentâ în doi timpi

Tabelull5.7.

Siliconi cu reacție de adiție și principalele indicații de utilizare oferite de producători.

Denumire material	Firma	Prezentare	Consistența	Indicații
1.	2.	3.	; .-... 4;. •• .:	- - " 5. ' ' ' '"
Reprosil Easy	Dent	cutie	chitoasă	amprentâ inițiala în tehnica de corectare
Detaseal K	Deta	cutie	chitoasâ	tehnica dLibliilui amestec
Silagum AV	DM	tub	chitoasâ	amprentâ inițialâ în tehnica de corectare
Zerosil Putty / Hard	Drev e	cutie	chitoasâ	amprentă primară, tehnica dublLiliii amestec, înregistrarea ocluziei
Zerosil Putty / Soft	Drev e	cutie	chitoasâ	tehnica dublLilui amestec, tehnica sandwich, înregistrarea ocluziei, închiderea marginalâ la amprenta functionalâ
Exaflex Putty	GC	cutie	chitoasâ	amprenta inițială în tehnica de corectare, tehnica dublului amestec
Vinyl Polysiloxane Putty	Henr y Schein	cutie	chitoasă	amprentâ de corectare, tehnica diiblului amestec, tehnica sandwich
Provil P	Hera eus Kulzer	tub	chitoasâ	amprentă de corectare, tehnica dublului amestec
Provil P Soft	Hera eus Kulzer	tub	chitoasâ	coroane și punți
Panasil Putty	Kette	cutie	chitoasâ	amprentă de corectare, tehnica dublului amestec
Panasil Putty	Kette	cutie	chitoasâ	tehnica dublLilui amestec, amprentă de corectare
Panasil Putty	Kette	cutie	chitoasâ	amprentâ inițială de corectare
Sherasil Exakt	Sher	cutie	chitoasâ	coroane și pLinți
Contrast	VOC	cutie	chitoasâ	amprentă inițială în tehnica de corectare
Tresident	Weil	cutie	chitoasă	amprentă primară, tehnica dublLilui amestec

1.	2.	3.	4.	. ^ ..5. ^ — . •
Press Light Body Fast	Nordland Kent Dental	cartuş	scăzută	amprenta de corectare . s - s.
Press Light Body Regular	Nordland Kent Dental	cartuş	scazutâ	amprentă de corectare
3 M Express verde	3M	cartus	scăzulft	amprentă pentru preparatii multiple
Tresident 2000 DS	Weil Dental	cartus	scăzutâ	tehnica dublului amestec
Tresident 2000 DN	Weil Dental	cartus	scazută	amprentă de corectarc
Silagium AV Light	DMG	cartus	scăzuta	amprentâ secundara în tchnica de corcclarc
3 M Express Putty	3M	cartuş	chitoasă	amprenta inițiaiă (în tchnica de spalare). înregistrarea ocluziei
„Zerosil Mono" / „Hydro-Contact"	Dreve	tub	fazâ unică	amprentă într-un singur timp în lingura individuală
Press Registrat	Nordland Kent Dental	cartuş	crescută	înregistrarea ocluziei
Memosil C.D.	Heraeus Kulzer vorm.	cartuş	crcscută	înregistrarea ocluziei
Futar Occlusion	K ettenbach	cartus	crescutâ	înregistrarea ocluziei
Sherabile	Shera	cartus	crescută	înregistrarea ocluziei
3 M Express Violett	3M	cartus	medie	amprentă într-un singur timp, amprentâ de
Silagium AV Quick Mono	DMG	cartuş	medie	amprentă într-iin timp
Zerosil soft	Dreve	tub	medie	înlocuitor de alginat
Provil M C.D.	Heraeus Kulzer	cartuş	medie	coroane şi punți
Provil H	Heraeus Kulzer	tub	crescută	tehnica dublLilui amestec
Contrast TL	VOCO	tub	scăzută	amprenta în doi timpi
Panasil Heavy Body	Kettenbach	tub	crescută	coroane si punti
Contrast TM	VOCO	tub	medie	amprentâ într-un timp
Unosil S	Densply		medie	amprentâ într-un singur timp
Aquasil Smart	Densply	tub	medie	amprentâ într-un singur timp
Silagium AV Mono	DMG	tub	medie	amprentă într-un timp
Provil M	Heraeus Kulzer vorm.	tub	medie	amprentâ într-un singur timp
Sherasil Exakt LF	Shera	tub / cartus	scăzută	coroane si punti
Safeprint MV	Dr. Ihde	tub / cartuş	medie	tehnica dublului amestec, amprentâ de corectare
Monopren Transt'er	Kettenbach	tub / cartus	medie	amprentă functionalâ
Sherasil Exakt MF	Shera	tub / cartus	medie	coroane si pLinti
Panasil Regular Body	Kettenbach	tub	medie	coroane si punti, amprentă într-iin singur timp
Contrast medium	VOCO	cartus	medie	amprentâ într-un singur timp
3 M Express albastru	3M	cartus	scazuta	proteze unidentare
Bisico S4i Hidrophil	Bisico	cartus	scâzuta	amprentă dc corectare
President micro System light body	Coltene	cartuş	scăzutâ	ainprentă de corectare
President Plus Jet Light Body	Coltene	cartuş	scăzutâ	coroane şi punți .
Silagum AV Quick Light priză rapidă	DMG	cartuş	scăzută	amprentă secundani
Silagum AV Quick Light priză normală	DMG	cartuş	scâzuta	•" • *i.* amprentă de corectare
Safeprint LV	Dr. llide	tub / cartus	scăzută	amprenta de corectare
Safeprint IM	Dr. Ihde	tub / cartuş	crescută-inedie	coroane şi punti, inlay/onaly, amprenta într-un singur timp
President Heavy Body	Coltene	cartus	crescută	tehnica dubli.ili.ii amestec
President Putty	Coltene	cartus	chitoasa	ainprentă în doi timpi
Examix Monophas?	GC	cartuş	medie	amprentă într-un singur timp

Polieterii se prezintă m sistem bicomponent (pastă/pastă), m **tuburi** (primele produse) şi în **cartuşe** (produsele de dată mai recentă). Atât m tuburi cât şi m cartuşe sunt ambalate separat, baza şi **acceleratorul.** Sistemul cartuşelor se pretează la o predozare şi omogenizare asigurată de un aparat - PENTAMIX mixing unit (vezi cap. 15.6.).

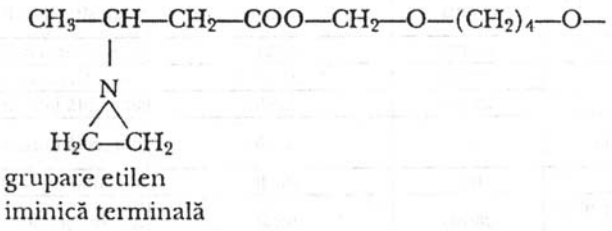
Baza este un **tetrametilenglicol** care prezintă o gmpare iminică termmală.

Acceleratorul conține un **ester al acidului sulfuric** care reacționează cu grupările iminice, formând o rețea reticulară, intermoleculară, care conferă amestecului stabilitatea unui elastomer.

;.— Inițial polieterii se prezentau într-o singură consistență **(Impregum** ~ ESPE), ulterior au 'apârut materiale m două consistențe: una mai vâscoasă şi alta mai fluidâ **(Permadyne** - ESPE), iar în prezent se comercializează în trei consistențe cu **vâscozitate crescută (Permadyne Penta H, Dimension® Penta H** şi **Denta H Quick),** cu **vâscozitate medie (Impregum Penta)** şi cu **vâscozitate redusă (Permadyne Penta** L).

Compoziție

Baza conține un polieter nesaturat cu formula:



grupare etilen
iminică terminală

Acceleratorul conține un plastifiant (de exemplu un eter glicol), umplutură mineralâ inertă (silice) şi un inițiator, cum ar fi **paratoluensulfonatul de metil,** care permite o polimerizare ionică la nivelul gmpărilor etilen iminice.

Polieterii sunt geluri coloidale alcătuite din lanțuri polieterice reticulate la nivelul gmpărilor iminice terminale de către diferite sulfone aromatice. Ei sunt hidrofili şi tixotropi.

Proprietăți

Spre deosebire de siliconi şi tiocoli care sunt hidrofobi, polieterii sunt materiale hidrofile şi nu trebuie conservați sau lâsați mult timp m contact cu apa.

Consistența lor inițială poate fi comparată cu a siliconilor cu vâscozitate medie, dar vâscozitatea lor creşte rapid datorită vitezei deosebite a reacției de polimerizare. Consecutiv reacției de priză există o contracție foarte redusă datorită polimerizării. Coeficientul de expansiune termică al acestor materiale este mai redus decât cel al siliconilor şi polisulfurilor.

Stabilitatea dimensionalâ este bună, fiind întrecută doar de siliconii cu reacție de adiție. Această stabilitate se păstrează ca atare doar în mediu uscat. Datorită afinității crescute față de apă şi a solubilității în diferiți solvenți organici (de exemplu, etilenglicolul), este contraindicată realizarea modelelor prin electrogalvanizarea modelelor realizate din polieteri.

Reacția de priză este uşor exotermă, tempertaura creşte cu aproximativ 4 °C.

Polieterii absorb apa, modificându-şi dimensiunea de aceea amprenta odată dezinserată de pe câmp, se spală şi se usucă apoi se păstrează la loc uscat.

Flexibilitatea lor este mai mare, de aceea este indicată realizarea unui strat mai gros de material între lingură şi câmpul de amprentat. Dacă la celelalte materiale elastice grosimea ideală a stratului de material era de 2-3 mm, la polieteri este recomandabilă realizarea unui strat de *4-^,5* mm.

Catalizatorul are un efect iritant asupra mucoaselor şi tegumentelor, de aceea pasta trebuie omogenizată bine m timpul preparării.

Indicații

Polieterii prezintă m general aceleaşi indicații ca şi tiocauciucurile şi siliconii.

In protetica fixă polieterii au o gamă largă de utilizări: de la amprente pentru incmstații şi coroane parțiale, la coroane de înveliş, amprente pentru punți de diferite amplitudini, supraamprente pentru proteze fixe din mai multe bucăți, restaurări pe implante. 0 serie de

polieteri mai noi (Position® Penta Quick) preiau indicaţiile alginatelor (amprente pentru modele de studiu, amprentarea arcadelor antagoniste, amprente pentm obţinerea protezelor provizorii etc.). Nu trebuie omişi polieterii pentru înregistrarea ocluziei (produsul mai vechi: Ramitec şi mai nou: Ramitec Penta).

Produse comerciale

Firma ESPE deţine prioritatea europeană m domeniul elaborării polieterilor. Astfel sunt cunoscute produsele Impregum şi Impregum F, Permadyne (în două variante de consistenţă, Permadyne Garant şi Permadyne Garant light) un produs ambalat în cartuşe adaptate pentru amestec automat, Polyjel (L.D. CAULK Co.). Mai recent, ESPE a dezvoltat gama de polieteri:

Permadyne Penta H (heavy body), Dimension Penta H (heavy body), Permadyne Penta L (light body), Dimension Penta H Quick (heavy body), Dimension Penta L (light body) etc.

In ultimul deceniu a apărut ESPE America. In tabelul 15.8. prezentăm cei mai cunoscuţi polieteri.

Tabelnl 15.8. Exemple de produse comerciale pentru polieteri şi principalele indicaţii de utilizare oferite de producători.

Firma	Denumire material	Consistenţa	Indicaţii
ESPE	Impregum F	medie	amprenta într-un timp (în portamprentă individuala)
ESPE	Impregum Penta	medie	amprentă într-un timp (în portamprentă individuală)
ESPE	Permadyne Penta H	lennâ	coroane şi PPF, inaly/onlay, tehnica di.ibli.ilui arnestec
ESPE	Permadyne Penta H Quick	fermâ	amprente de corecţie
ESPE	Permadyne Penta L	scăzută	tehnica dublului amestec şi de corectare ca material Ihiid
ESPE	Permadyne Garant diinn	scăzută	tehnica dublului amestec
ESPE	Position Penta	medre	pentru toate situatiile de amprentare cu alginate, pc care le înlocuieşte
ESPE	Position Penta Quick	medie	pentru toate situaţiile de amprentare cu alginate, pe care le înlocuieşte
ESPE	Ramitec Penta	medie	înregistrarea ocluziei

15.7.2.4. MATERIALE DE AMPRENTA FOTOPOLIMERIZABILE

La începutul anului 1988 a fost lansat pe piaţă de către firma Genesis/L.D. Caulk, un **material de amprentă fotopolimerizabil.** Din punct de vedere chimic este o **răşină de poliuretan dimetacrilat fotopolimerizabilă** sub acţiunea luminii vizibile. Răşina este şarjată cu umplutură pe bază de Si02. Materialul monocomponent se livrează m seringi - consistenţa fluidă - sau în tuburi - consistenţa chitoasă.

Iniţiatorul fotosensibil (probabil tot camforchinonâ) este activat de o luminâ vîzibilă cu lungimea de undă m jur de 480 **nm.**

în afară de constituenţii de bază se mai adaugă plastifianţi, coloranţi şi stabilizatori (inhibitori de polimerizare).

Pentru declanşarea reacţiei de priză se utilizeazâ'lâmpile de fotopolimerizare din dotarea obişnuită a cabinetelor stomatologice. De subliniat este faptul că materialul de amprentă se încarcă în **portamprente transparente.** Pentru amprentarea câmpurilor protetice ce urmează a fi reconstituite cu proteze ancorate cu pinuri, m puţuri se introduc pinuri cu diametru mai mic de 0,002 din nylon care transmit fascicolul luminos necesar fotopolimerizării.

Proprietâți mecanice

Plasticitatea şi stabilitatea dimensională sunt bune. Modelele pot fi tumate imediat sau până la două sâptâmâni după amprentare. Materialul este destul de rigid, astfel se indică deretentivizarea zonelor puternic retentive pentru a uşura dezinserția amprentei.

Manipularea materialului este extrem de simplâ, fiind eliminate omogenizarea şi încărcarea amestecului m seringi. Polimerul de consistență fluidă se injectează în şanțul gingival, peste preparație şi peste dinții adiacenți. în paralel, se încarcâ o lingură transparentă cu material de consistență chitoasâ. După inserarea lingurii m cavitatea bucalâ se fotopolimerizează simultan ambele consistențe, utilizându-se o sursă luminoasă cu un diametru minim de 8 mm. Durata de expunere este de aproximativ 3 minute. Zonele periferice rămân lipicioase datorită efectului inhibitor al aerului, însâ acest lucru nu constituie un impediment clinic.

Cu toate avantajele menționate de producător, **produsul a dispărut de pe piață,** datorită unor probleme apârute în polimerizarea straturilor de suprafață.

Avantaje şi dezavantaje

Practicianul are un control desăvârşit asupra timpului de lucru. Intervalul de priză este relativ scurt, aproximativ 3 minute. Materialul are proprietăți fizice, mecanice şi clinice excelente.

Dezavantajele includ:

- necesitatea unor linguri speciale, transparente;

- depozitarea materialului prelevat din tub/seringâ într-un loc întunecos, dacă se întârzie inserarea lingurii pe câmpul protetic.

- dificultatea polimerizârii m zonele greu accesibile spotului luminos;

Materialul nu se poate utiliza la pacienții cu alergie sau sensibilitate crescută la uretani, acrilați sau metacrilați.

15.7.3. PROPRIETAȚILE MATERIALELOR DE AMPRENTA-SINTEZE

în cadrul acestui subcapitol prezentăm o serie de proprietăți ale materialelor de amprentă, unele sub formâ de grafice şi tabele sinoptice, pentru a veni în ajutorul practicianului care doreşte să aibe rapid la îndemână date utile pentm alegerea unui material.

Dintre proprietâțile fizico-chimice ale materialel.or au o deosebită importanță:

- capacitatea de umectare;
- vâscozitatea şi compresiunea m cursul inserției;
- plasticitatea şi timpul de priză;
- prezența cavităților şi a retentivităților;
- poziția limitelor.

Capacitatea de umectare a materialelor

Caracteristica se referă la proprietatea de a se întinde pe o suprafață datâ şi este legată de compoziția materialului. Intervin însă şi unele variabile legate de:

- starea suprafeței ce urmează să fie amprentatâ: suprafața netedâ este mult mai favorabilă decât o suprafață mgoasâ;

16. MODELUL ÎN PROTETICA FIXĂ

Modelul reprezintă o verigă importantă m procesul tehnologic al protezelor fixe. Nu este suficient ca amprenta să fie de calitate. Este necesar ca aceasta să parvină m timp util în laboratorul de tehnică dentară (în funcţie de materialul de amprentâ) unde se realizează modelul. Un model care prezintă imperfecţiuni poate compromite piesa protetică finită, anulând eforturile fizice şi materiale, atât ale medicului, cât şi ale tehnicianului, din cursul tehnologiei oricărei proteze fixe.

Mai bine de un secol, în stomatologie **modelele** (de studiu, de lucru şi duplicat) au fost şi sunt încă obţinute prin diferite **procedee tehnologice** de realizare (tumarea amprentei, îndesare, galvanizare, pulverizarea aliajelor sau prin ardere). Aceste modele pot fi încadrate m aşa zisa grupă a **modelelor tradiţionale fizice şi analoge.** Sunt modele obţinute prin diferite tehnologii m laboratoml de tehnică dentarâ, pe baza unor **amprente chimico-manuale** ale câmpului protetic, fiind corpuri fizice confecţionate, de obicei, din materiale dure.

In ultimle decenii a apârut noţiunea de **modele virtuale,** obţinute prin procedee de modelare numerică, de obicei pe baza unei **amprente optice.** Au fost denumite **virtuale,** deoarece ele pot fi **vizualizate doar pe monitoare,** neexistând ca şi corpuri fizice. Practic, ele rezultâ m urma preluării tridimensionale a câmpului protetic prin diferite metode, datele fiind stocate, prelucrate şi redate de către un calculator.

16.1. MODELUL TRADITIONAL FIZIC ŞI ANALOG

Confecţionarea modelului tradiţional, copia fidelă a câmpului protetic amprentat anterior, reprezintă prima fază de laborator şi serveşte la confecţionarea oricărei proteze fixe după o amprentare convenţionalâ a câmpului protetic (2).

Deoarece etapa de confecţionare a modelului fizic este adeseori tratată cu superficialitate sau chiar „pasată" în laborator unui începător, fiindcă acesta trebuie să „debuteze de obicei cu tumarea amprentelor". Vom căuta pe parcursul acestui capitol să acordăm confecţionării modelului locul cuvenit în tehnologia realizării unor proteze fixe. în protetica fixă există mai

multe tipuri de modele tradiționale : **modele de studiu** şi/sau **documentare** (pe care se pune diagnosticul, se fac evaluări şi măsurători), **modele de lucru** (pe care se confecționează viitoarea piesă proteticâ) şi **modele duplicate.**

Orice model fizic este alcătuit din două părți care formează un tot unitar: **modelul propriu-zis** şi **soclul.** Aceste componente au funcții diferite şi pot fi constituite din acelaşi material sau din materiale diferite, depinzând de piesa protetică şi de tehnologia ei (3).

Deoarece modelul reprezintă etapa următoare amprentării câmpului protetic, el trebuie sâ compenseze coeficientul de contracție al materialului de amprentâ printr-o dilatare corespunzătoare. în acest sens, fiecărui tip de material de amprentare îi corespunde un anumit material de model care compensează modificările de volum ale amprentei.

Modelelor (pe care se realizează protezele fixe), le sunt impuse anumite **condiții esențiale şi utile:**

a) condiții esențiale:

• exactitate dimensionalâ;

• capacitate de reproducere fidelă a detaliilor;

• duritatea suprafețelor (rezistența la abrazie).

b) condiții utile:

• manipulare uşoară;

• confecționare rapidâ;

• compatibilitate cu materialele de amprentă.

Materialele de amprentare şi' cele din care se confecționează modele trebuie să fie compatibile din punct de vedere **mecanic, fizic** şi **chimic.**

a) compatibilitatea mecanică:

în amprentele luate cu materiale elastice nu se pot îndesa (fula) materiale cu vâscozitate şi greutate proprie mare: de exemplu, m amprentele din elastomeri de sintezâ sau hidrocoloizi nu se pot obține modele din amalgam (4).

b) compatibilitatea fizică:

Acest gen de compatibilitate comportâ două aspecte esențiale:

• **compensarea volumetrică** materialului de model, când amprenta suferă contracții sau expansiuni;

• **compatibilitatea termică,** de exemplu reacția exotermâ a polimerizării unor răşini deformează un material termoplastic de amprentare.

c) compatibilitatea chimică:

In cazul acestui tip de compatibilitate există posibilitatea ca materialul de confecționat model să adere la cel de amprentă, prin formarea de legături chimice. Dimpotrivă, este posibilă împiedicarea reacției de prizâ a materialului de model la suprafața acestuia datorită unor substanțe inhibante din compoziția materialului de amprentă (gipsul nu face prizâ la nivelul suprafeței de contact cu materiatele de amprentă care conțin borax - Na2B407" lOHzO) (3).

16.1.1. DE LA AMPRENTA LA MODEL

După ce amprenta a obținut calificativul clinicianului „bună pentru tumare", aceasta va ajunge în laborator. Drumul amprentei din cabinet către laborator poate fi scurt sau lung, continuu sau întrempt (se cunosc situații în care laboratoarele sunt situate la mii de kilometri de

cabinete). Intervalul de timp şi temperatura scurse de la amprentare până în momentul confecționării modelului influențează decisiv calitatea viitoarei piese protetice (9).

16.1.1.1. VERIFICAREA AMPRENTEI

Inainte de tumarea, îndesarea, galvanizarea sau pulverizarea materialelor din care se confecționează modelele, atât medicul, cât şi tehnicianul verifică calitatea amprentei şi mai ales prezența unor defecte vizibile ale amprentei (9):

• prezența unor spații între cele două mase de elastomeri sau hidrocoloizi de consistențe diferite;

• prezența unor incluziuni de aer;

• lipsa de aderență a materialelor de amprentâ la linguri, cu antrenarea unor deplasări ale materialelor;

• prezența unor resturi de sânge, salivâ, dentină sau tartru. .

16.1.1.2. MOMENTUL CONFECTIONĂRII MODELULUI

Materialul de amprentă utilizat determină momentul potrivit pentm realizarea modelului:

• în cazul materialelor de amprentă de tipul hidrocoloizilor ireversibili este necesar ca **modelul sâ fie turnat imediat** după spâlarea amprentei. 0 baie de neutralizare sau de sulfat de potasiu este utilă doar atunci când producătorul materialului de amprentă indică aceasta (situație din ce m ce mai rarâ). Redăm compoziția unei soluții de neutralizare: ZnS04 2%, alaun 4%, K2S04 2% -2 minute. Din pâcate nu toate gipsurile Stone sunt influențate pozitiv de aceste băi. Amprenta nu se mai spalâ după tratarea ei m soluțiile de mai sus. In aceste cazuri ea se va tuma cu un gips superdur (VELMIX, FUJI-ROCK). Odată turnată o astfel de amprentă, va -fi depusă într-o atmosferă saturatâ cu apă care îmbunătățește proprietățile mecanice ale materialelor de model. Demularea se face la o oră de la tumare, dar **duritatea finală nu se atinge decât la 24h de la finalizarea turnării modelului** (11).

• amprentele din elastomeri de sinteză, după îndepărtarea de pe câmpul protetic, trebuie să stea aproximativ 30 minute înainte ca modelele să fie turnate, deoarece aceste materiale prezintă o contracție elastică întârziată, care se încheie abia după circa 20-30 minute. înainte de a fi tumate, amprentele din elastomeri de sinteză, care se transportă în laborator de la distanțe mari, în diferite condiții de temperatură, trebuie bine răcite, apoi depozitate 30 minute la temperatura camerei, pentru a-şi compensa contracția termic dependentâ. Doar amprentele din elastomeri de sinteză se pot păstra uscate şi depozita la temperatura camerei (11).

- materialele de amprentă pe bază de **siliconi cu reacție de condensare** pot aştepta până la 48-72 **ore pentru turnarea modelului.**

- materialele de amprentă pe bază de **siliconi cu reacție de adiție şi gumele polieterice** pot fi păstrate timp mai îndelungat farâ a se deteriora (7, respectiv 14 zile). La amprentele realizate cu Impregnum este necesarâ îndepărtarea oricăror urme de apă, dacă acestea se păstrează pe amprentă.

- înainte de tumarea modelului este necesar ca orice amprentă luată cu materiale elastice sâ fie uscată.

16.1.1.3. REALIZAREA UNUI MODEL DIN GIPS DUR

Alegerea gipsului dur sau superdur se face în funcție de piesa protetică ce trebuie confecționatâ şi de materialul de amprentâ utilizat. De exemplu, pentru hidrocoloizii reversibili, se folosesc gipsuri dure, care după contactul cu materialul de amprentă au o capacitate de redare exactâ a detaliilor. Proprietâțile principale ale unui anumit tip de gips (expansiunea liniarâ de priză, rezistența la compresiune, duritatea) sunt valabile doar dacă au fost testate m condiții standard.

Produsele care nu corespund testelor **DIN,** specificârilor **ADA** sau standardelor **ISO** (pentru gipsurile de confecționat modele) nu prezintă garanții. Rezultatele diferite obținute în cazul unor produse testate se datorează de obicei diferențelor în procesul de fabricație a gipsurilor.

• Dozarea gipsurilor

Pentm malaxare se folosesc instmmente curate şi fârâ resturi de gips vechi. Pulberea de gipsuri dure şi apa distilată se vor doza după indicațiile producătorului.

Apa distilată se pune în bol, iar pulberea de gips se adaugâ ulterior încet (gipsul va absorbi apa în cel puțin 20 secunde). Pentru a se obține o pastâ bine amestecată în timp scurt, gipsul nu se adaugă deodatâ în cantitate mare. Când se folosesc cantitâți de gips mari (de aproximativ 400 g), timpul de amestecare cu vacuum-malaxoml este de 30 secunde, iar manual se vor face câte două mişcări de malaxare pe secundă, timp de un minut.

• Realizarea modelelor din gips

Timpul de prelucrare al gipsurilor naturale reprezintă în general 2/3 din timpul de priză. Amprenta se pune cu impresiunile în sus pe o masă vibratoare, iar gipsul se toamă în cantități mici, sub vibrație pe marginea amprentei. Astfel, riscurile apariției incluziunilor de aer sunt mai diminuate.

Amprentele din hidrocoloizi reversibili sau gume polieterice m care s-a turnat un gips dur, pentru ca duritatea acestuia sâ nu se diminueze, se vor menține într-o ambianță cu o umiditate de 100% până la sfârşitul rehidratării (prizei) gipsului. Păstrarea m mediu umed nu este indicată în cazul polisulfurilor sau siliconilor cu reacție de adiție.

După terminarea prizei materialului, modelele se demulează şi se depozitează la temperatura camerei. Timpul de prizâ variază de la material la material, fiind de circa 20-30 minute (12).

• Soclarea modelelor

Suprafețele laterale ale soclurilor se secționează la 70° (superior) şi 65° (inferior) față de planul frontal. în regiunea frontală modelul maxilar se secționează m bizou formând cu acelaşi plan frontal un unghi de 30°. Cele douăjumătăți frontale trebuie să fie egale. Posterior molarilor de 6 ani, modelele se secționează oblic, formându-se cu planul frontal un unghi de 115°. Modelul

inferior se rotunjeşte în regiunea frontală, de la canin la canin. Manopera se face, deobicei la soclator, respectând liniile trasate anterior.

Urmează soclarea bazei modelelor care trebuie să fie paralelă cu planul de ocluzie, înălțimea fîcăruia ajungând m final la 3,5 cm (11).

Acest gen de soclare a fost recomandat de Korkliaus şi Bruckl, care țin cont de planul medio-sagital şi planul ocluzal. Astâzi se folosesc conformatoare din materiale elastice care uşurează mult munca tehnicienilor.

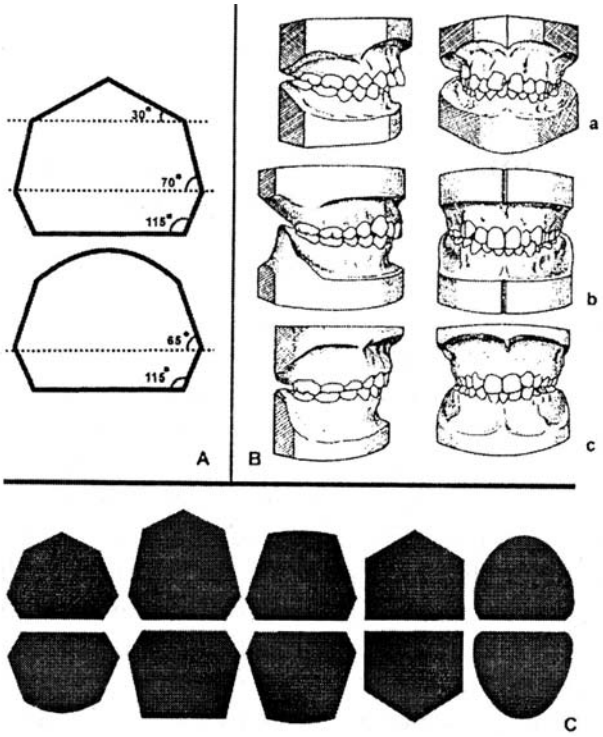


Fig. 16.1. Diferite modalități de soclare a modelelor: A - Tăierea soclurilor după Groberty; B - Posibilități de prelucrare a soclurilor: a - model realizat în conformator din material plastic; b - model soclat; c - soclare prin şlefuire la piatră; C - Conformatoare din materiale elastice pentru soclu

Etichetarea modelelor

Pentru o identificare mai uşoară, atât pe modelul superior, cât şi pe cel inferior vor fi inscripționate cifre, litere sau chiar inițialele numelui pacientului şi medicului.

Se va menționa eventual şi data confecționării modelului (cu precădere pe modelele documentare).

Recomandări

Tumarea soclului dintr-un gips pentru amprentă sau din varietatea de gips alabastru, este apanajul unor tehnologii vechi de realizare a modelelor.

Pentru a nu apare deformarea modelului, **soclul se confecționează dintr-un gips dur** cu un coeficient mic de expansiune liniară de priză.

Gipsul pentru soclu se toarnă după 20 minute de la începutul malaxării primului strat de gips (din care s-a tumat modelul propriu-zis).

Un gips dur face priză după maximum 20 minute, dar abia atunci începe procesul de expansiune. Astfel, la tumarea soclului după 20 minute, modificarea dimensiunilor totale ale modelului propriu-zis este mai mică decât dacă s-ar tuma gipsul pentru soclu la două ore după începerea malaxării primului strat, deoarece acesta a atins 90% din expansiunea maximă de priză.

Finisarea modelului din gips dur şi tăierea bonturilor mobile se face fârâ ca modetul să ajungă în contact cu apa. Apa determină mărirea dimensiunilor modelului cu un coeficient de 1/3 din cel al expansiunii de priză (10).

Este recomandabil ca **soclurile modelelor cu bonturi mobilizabile să fie turnate exclusiv din gipsuri dure.** Pentru unele sisteme de confecţionare a modelelor cu bonturi mobilizabile, soclurile trebuie tumate din aceeaşi clasâ de gips din care s-a realizat modelul propriu-zis. La aceste sisteme, soclul se confundă cu modelul propriu-zis (ACCU-TRAC, HIGH-TECH, cap.l6.1.5.3.4.şi 16.1.7.).

16.1.1.4. FACTORI CARE INFLUENȚEAZĂ PROPRIETAȚILE MODELELOR DIN GIPS

Cu cât un model din gips dur se depozitează mai mult timp la temperatura camerei, cu atât îi cresc proprietăţile de rezistentâ şi scade expansiunea de priză. Cele mai ridicate valori de duritate şi rezistenţă se obţin după şapte zile de conservare la 23 °C şi umiditate ambiantă de 50%. Expansiunea de priză creşte timp de 24h, apoi modelul uscat se contractă liniar 0,05% la 23° C şi 50% umiditate ambiantâ. Desigur că datele prezentate diferă de la un material la altul.

După normele DIN 13911, expansiunea liniară de priză după două ore, corespunde cu dilatarea maximă obţinută la 30 minute după separarea modelului de amprentă.

Deoarece orice material elastic de amprentă se contractă (hidrocoloizii mai mult decât elastomerii de sinteză), negativul câmpului protetic va avea un gabarit mai mare (în situaţia când materialul de amprentâ aderă bine la lingură). Rezultă că modelul va avea şi el un gabarit mai mare decât câmpul protetic, egal cu suma valorilor contracţiei amprentei şi expansiunii de priză a gipsurilor. Drept urmare, este recomandabil ca **pentru lucrările de precizie amprenta să fie luată cu o lingură individuală.** Aceasta are o grosime a pereţilor de minim 3 mm (vestibular şi palatinal), prezentând astfel o suprafaţă dură cu margini înalte necesară pentru a fixa materialul de amprentă de lingură. Astfel este evitată contracţia la nivelul centrului de greutate în plan sagital.

16.1.2. CLASIFICAREA MODELELOR IN PROTEZAREA FIXA

Modelele se pot clăsifica m funcţie de mai multe criterii:

A) După materialele din care sunt confecţionate (168):

- gipsuri:
  - a dure-clasa 111 DIN 13911
  - a extradure - clasa IV DIN 13911 (Extrahart, Stone)
  - a cimenturi.
- metale:

- ❖ depuse pe cale galvanică;
- ❖ aliaje uşor fuzibile;
- ❖ aliaje topite şi pulverizate;
- ❖ aamalgame.

• polimeri:

- ❖ răşini acrilice;
- ❖ poliuretanice;
- ❖ aepoxidice cu adaos de umpluturi anorganice;
- ❖ epiminice;

• materiale compozite;

• siliconi.

B) După tehnologia de realizare:

• **turnate** - din gipsuri, mase plastice, aliaje uşor fuzibile;

• **îndesate** - cimenturi **(FOZ,** silicat), amalgame;

• **galvanizate, pulverizate** - din metale/aliaje;

• **prin ardere** de mase ceramice.

C) După caracterul de fixitate sau posibilitatea de mobilizare a bontului (bonturilor):

• cu bonturi fixe;

• cu bonturi mobilizabile.

D) După destinaţia modelului:

• document;

• de studiu şi diagnostic;

• de lucru (pentru proteze unidentare, **RPF** etc);

• duplicat.

16.1.3. CLASIFICAREA MATERIALELOR UTILIZATE LA CONFECTIONAREA MODELELOR PENTRU PROTEZE FIXE

Pentru confecţionarea unui astfel de model m laboratorul de tehnică dentară, se folosesc mai multe materiale.

Alegerea unui material se face m funcţie de:

• proprietăţile mecano-fizice şi chimice;

• natura materialului de amprentă;

• tehnologia de realizare a modelului pentru care s-a optat. Ideal, materialele din care se confecţionează modelele pentru **RPF** trebuie" să îndeplinească o serie de condiţii după cum urmează:

1. stabilitatea formei şi a volumului;

2. exactitatea (fidelitatea);
3. plasticitatea inițială;
4. timpul de priză convenabil;
5. consistența;
6. rezistența la mpere şi presiune,
7. rezistența la abrazie;
8. calitatea suprafețelor;
9. posibilități de corecție şi/sau adăugare;
10. stabilitate chimică;
11. prelucrabilitate uşoară,

în funcție de tehnologia de realizare a modelelor pentru proteze unidentare şi PPF, materialele se pot clasifica conform schemei din fig. 16.2.

La ora actuală, pentru confecționarea unui model se pot utiliza mai multe categorii **de** materiale care aparțin unor familii distincte:

A. Gipsuri (naturale şi sintetice) DupâDIN

gr. II - **alabastru** (P CaS04-l/2H20);

gr. 111 **- dure** (Moldano, Begodur, Duralit, Vel-Mix Stone etc.);

gr. IV - extradure, **extrahart, Stone (Fujirock, Tewestone, Diastone, Plastone, Vel-Mix Stone, Alphatop 81, Supra-Stone etc.).**

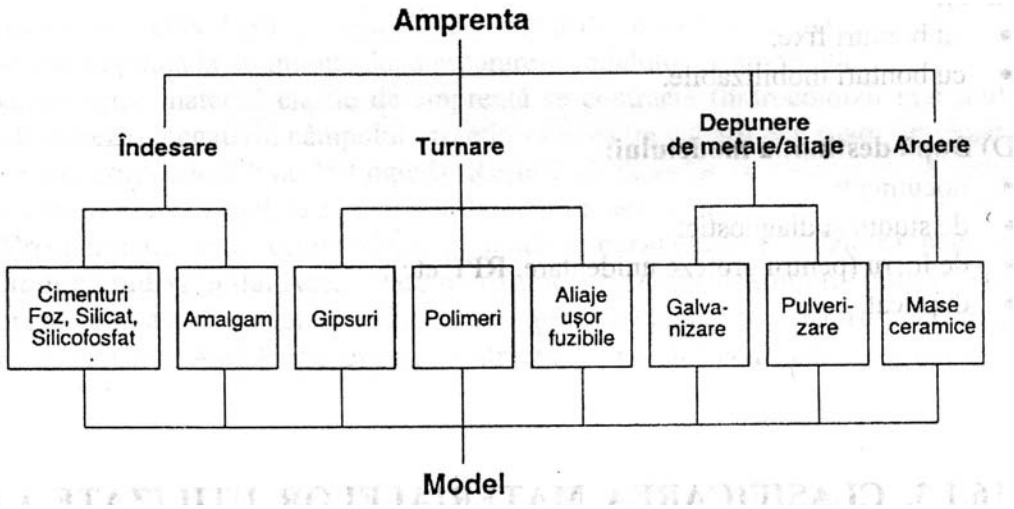


Fig. 16.2. Clasificarea modelelor pentru realizarea protezelor fixe în funcție de tehnologiile de realizare

După **ISO** şi specificarea **ADA** 25:

gr. 11 - dentalplaster;

gr. 111 - dental stone;

gr. IV- dental stone, high strength (Girodur IV-C, Girostone IV-N, Girrock IV-**C,** Moldastone, Alphadur 700, Tewestone, Prima-Rock etc.);

gr. V - dental stone. high strength, high expansion.

Gipsurile, în funcție de clasa din care fac parte, au un grad diferit de expansiune de priză,care ar trebui să coincidă cu gradul de contracție al materialului de amprentă. în fig. 16.3. sunt redate expansiunile specifice a celor mai utilizate gipsuri dentare. Proprietățile şi prepararea acestor materiale diferă de la un produs la altul; ele au evoluat continuu, fiind şi azi cele mai utilizate materiale pentru realizarea modelelor.

B. Polimeri

a) **răşini acrilice** - nu se mai întrebumţează, decât foarte rar;

b) **materiale compozite** (conţin fază organică şi fazâ anorganică):

- răşini epinunice - cu rezerve, contracţie dimensională homotetică de aproximativ 0.6%, necesită tehnici de compensare;

- răşini epoxidice - timp de priză 15-20 minute, contracţie 0,2%, reproduc detalii de 25 ^im, necesitâ soluţii de separare (izolare) a amprentelor şi sunt compatibile cu polisulfurile, polieterii şi siliconii. **Produse:** Epoxydent, Epoxy Die, Model Plast Epoxy etc.

- poliuretanii - au proprietâţi deosebite: rezistenţă la compresiune 60 N/mm^2, fidelitate extraordinară, necesită însă un timp îndelungat de priză (aproximativ *3-^* h) şi amprente uscate.

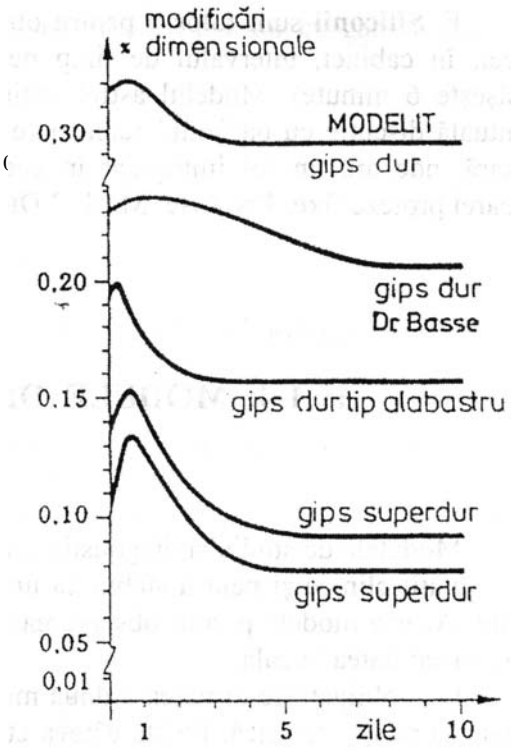


Fig. 16.3. Curbele de expansiune a diferitelor tipuri de gipsuri

C. Materiale Compozite

Au pătruns mai recent în sfera materialelor pentru modele. Ele sunt utilizate mai des pentru realizarea modelelor unitare. Cele fotopolimerizabile se pot utiliza şi pentru completarea modelelor din gipsuri superdure (BLOCSET-KULZER).

Produse: Alpha Die, Eudiroc, Polyroc, Super Dies etc.

D. Metale depuse pe cale galvanică (Ag, Cu, Ni - cap. 16.1.5.4.)

Sunt bine cotate m conformarea modelelor, dar obţinerea lor presupune un interval mai lung de timp. Metoda este compatibilă cu toate materialele de amprentă cu excepţia hidrocoloizilor. Polisulfurile sunt incompatibile cu băile acide, iar polieterii riscă o imbibiţie cu soluţiile din baie.

E. Aliaje uşor fulzibile depuse prin tumare şi prin pulverizare; au început să fie utilizate din 1978. Conţin bismut, stibiu, argint, plumb. Prezintâ o precizie dimensională (0,2% contracţie, 0,2% expansiune). Rezistenta la abrazie este mai mare decât a gipsurilor şi inferioară răşinilor epoxi şi metalelor depuse galvanic. Nu sunt compatibile cu hidrocoloizii şi materialele termoplastice.

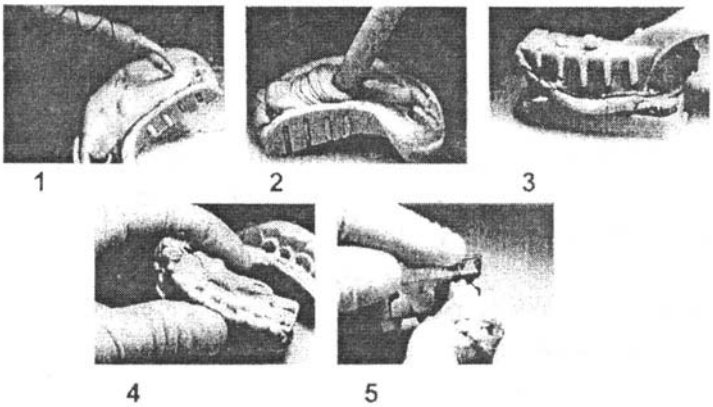


Fig.16.4. în amprenta luată cu alginat se depune cu ajutorul sistemului pistol-capsule materialul siliconat Mach-2 Die Silicone (1), peste care se adaugă, pentru soclu, un alt silicon, Super-Fast Blu-Mousse, de consistenţâ crescutâ (heavy body)(2); se lasă să facâ priză siliconul (3) după care se inspectează modelul (4) şi se secţionează interdentar

F. Siliconii sunt folosiți pentru obținerea unui model într-un interval scurt de timp (de obicei, în cabinet, intervalul de timp necesar pentru obținerea unui model de acest fel nu depâşeşte 6 minute). Modelul astfel obținut este utilizat fie ca model documentar (pentru o eventuală discuție cu pacientul referitoare la planul de tratament), fie m laboratorul de tehnică dentarâ,unde are un rol important în ceea ce priveşte cercetarea zonelor inteiproximale ale viitoarei proteze fixe. **Produse:** Mach-2 Die Silicone (Prestige Dental)

16.1.4. MODELE DE STUDIU ŞI DIAGNOSTIC

Modelele de studiu şi diagnostic sunt destinate, după cum le spune numele, pentru studiul unor situații clinice şi pentru stabilirea unui diagnostic pe baza datelor culese m afara cavității bucale. Aceste modele permit observarea unor detalii pe care nu le putem depista prin examen direct m cavitatea bucală.

Este obligatorie tumarea a două modele, maxilar şi mandibular precum şi a unei chei de ocluzie în relație centrică. Există câteva etape şi principii valabile pentru majoritatea modelelor de studiu.

Tot în această categorie se includ şi **modelele documentare,** obținute prin depunerea unor gipsuri speciale m amprente luate, de obicei, m prima şedință de prezentare a pacientului, înainte de efectuarea oricărui tip de tratament. Ele sunt modele de orientare care surprind statusul dento-parodontal al arcadelor dentare.

Modelele documentare sunt piese de referință m viitoarele aprecieri a calității unor reconstituiri, dar pot avea şi o valoare ştiințifică, didactică şi medico-legală.

16.1.5. MODELE DE LUCRU PENTRU PROTEZE UNIDENTARE ŞI PROTEZE PARȚIALE FIXE

Denumirea acestor modele se datorează faptului că pe ele se confecționează machetele.

Tehnologiile de realizare a modelelor de lucru sunt rezultatul unor perfecționări continue. Vom prezenta în cele ce urmează câteva dintre ele, m acest moment multe fiind realizabile şi m țara noastră.

Inainte de a le prezenta, enumerăm câteva condiții pe care trebuie să le îndeplinească tehnologiile actuale în acest domeniu:

• redarea m totalitate a detaliilor câmpului protetic, cu precădere a şanțului gingival şi a gingiei interdentare;

• păstrarea integității modelului până la realizarea piesei protetice;

• posibilitatea de mobilizare a bonturilor dentare, chiar şi a celor cugabarit mic, care trebuie sâ se îndepărteze şi sâ se repunâ uşor în soclu;
• poziționarea spațială unică a bonturilor;
• paralelismul bonturilor;
• posibilitatea duplicării modelului de lucru.

16.1.5.1. MODELE MONOBLOC (CU BONTURI FIXE)

Modelele cu bonturi fixe, care se obțin prin depunerea în amprentâ a gipsurilor dure sau extradure, se practică tot mai rar m tehnologia protezelor fixe, fiind indicate în special pentru confecționarea arcadelor antagoniste. Se numesc **„monobloc"** deoarece bonturile şi restul câmpului protetic fac corp comun cu soclul modelului.

Tehnica de realizare

1. Pregătirea amprentei: spălare, dezinfecție, uscare.

2. Pregătirea gipsului dur sau superdur **se** face respectând raportul apă/pulbere, eonform indicațiilor producătorului, utilizând vacuum-malaxoml sau malaxarea manuală, prin metoda saturării progresive.

3. Amprenta se pune pe masa vibratoare, se toamă pasta de gips dinspre marginea amprentei mandibulare, respectiv centrul amprentei maxilare. Materialul pătmnde în toate detaliile, până se depăşesc marginile care corespund fundurilor de sac (fig.16.5.).

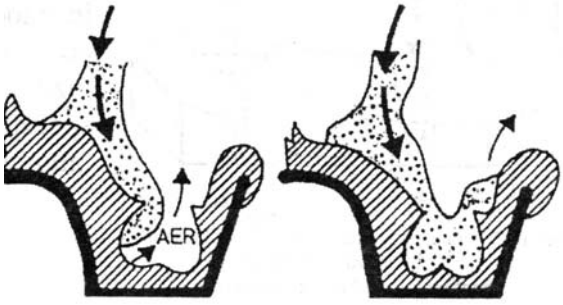


Fig. 16.5. Modalitatea de depunere a pastei de gips dur în amprentâ pentru a evita forniarea incluziunilor de aer

4. Amprenta se ia de pe masa vibratoare şi se depune pe un suport timp de aproximativ 20-30 minute, cât durează priza gipsului.

5. Se creează câteva retenții m baza modelului (fig. 16.6.).

6. Se prepară o nouă pastă de gips, de acelaşi tip cu precedentul şi doar m cazuri excepționale un gips obişnuit.

7. Pasta se depune într-un conformator (corespunzător unui anumit tip de articulator sau ocluzor), iar o cantitate mică se aplică peste modelul dm amprentă, după care se răstoarnă amprenta peste conformator (fig. 16.6.).

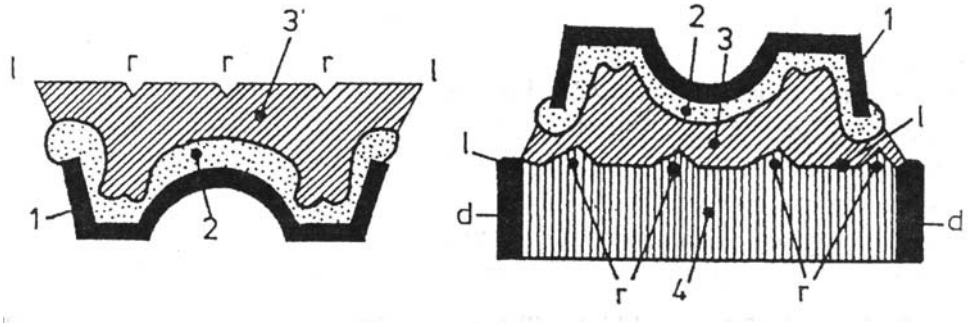


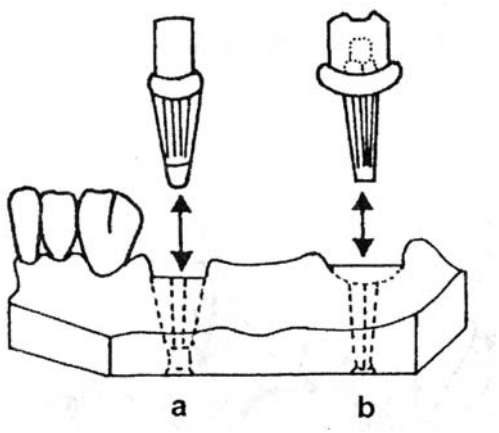
Fig. 16.6. Obținerea unui model de lucru monobloc (schemâ); portamprenta(l); material de amprentă (2); gips extradur (3); gips pentru soclu (4);limita dintre modelul propriu-zis şi soclu (I); retenții (r); conformatorul (d).

8. După priza gipsului (20-30 minute) se demulează amprenta şi se îndepărtează conformatorul. Apoi, dacă este necesar, se fmisează soclul la aparatul de soclat.

9. Modelul se usucă în cuptor timp de 30-60 minute (la 200°C).

10. Modelele se fixează în ocluzor sau articulator.

16.1.5.2. MODELE CU BONTURI MOBILIZABILE



Varianta modelelor cu bonturi mobilizabile este foarte des adoptată pentru elaborarea protezelor unidentare, punților şi protezărilor compozite.

Modelele cu bonturi mobilizabile oferă o serie de avantaje. Datorită posibilității dezinserării bonturilor din ansamblul modelului, tehnicianul are un acces facil m modelarea fețelor proximale. Tehnica permite un confort sporit pentru cel ce modelează, asigurându-i o vizibilitate optimă (fig. 16.7.). în literatura franceză de specialitate, bontul mobilizabil, ca atare. este denumit **„model pozitiv unitar",** prescurtat, **model unitar** (MU).

Fig. 16.7. Model cu bonturi mobilizabile (schemâ) bont mobilizabil clasic (a) bont mobilizabil cu pin dowel (b)

16.1.5.2.1. MODELUL CLASIC CU BONT MOBILIZABIL

Metoda, m formularea inițială, ține de timpuri trecute. Ea se pretează la obținerea modelelor cu bonturi mobilizabile confectionate pe baza unor amprente luate cu inel de cupm (36).

. Tehnica implică doi timpi:

a) Confecționarea bontului mobilizabil (modelul unitar, MU)

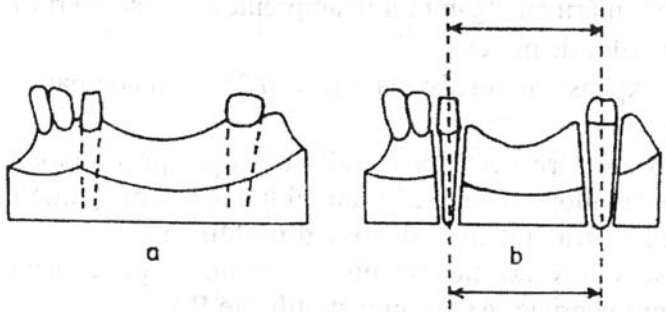
Bontul mobilizabil poate fi realizat dm diferite materiale: gipsuri dure, cimenturi **(FOZ,** silicat, silicofosfat), polimeri (răşini acrilice autopolimerizabile, materiale compozite) şi amalgame (de cupru sau argint).

Confecționarea bontului mobilizabil din gipsuri dure

Inelul de cupru se scoate din amprentâ. Se cofrează inelul cu o bandă de ceară sau hârtie cerată de 2 cm lățime. Se preparâ o pastâ din gips dur, care se introduce prin vibrare continuă în inel, până ce se atinge marginea cofrajului. După priza totală a gipsului se îndepârtează cofrajul, se prelucrează prelungirea radiculară a bontului până se obține o formă cilindro-conică neretentivă. Se marchează fața vestibulară pentm a fixa poziția bontului m model. Prelungirea conicâ se ceruieşte pentru a uşura îndepărtarea bontului din model. Tot în acest scop se aplică un mic buton de ceară pe vârful prelungirii (spre viitoarea bază a soclului).

Confecţionarea bontului mobilizabil din cimenturi

Utilizarea cimenturilor ca materiale pentru confectionarea bonturilor mobilizabile are tot Q valoare istorică. Cu toate că aceste, materiale prezintă o serie de calităţi (timp de prizâ scurt, fîdelitate mare în redarea detaliilor, stabilitate volumetrică şi duriate acceptabilâ), ele nu mai sunt utilizate decât foarte rar, din următoarele motive: preţ de cost ridicat, fluiditate redusă, deshidratare urmată de contracţii şi fisurări. Cimenturile nu se utilizează decât m cazul amprentelor luate cu inel de cupm. Mai întrebuinţate au fost cimenturile silicofosfatice.



Fig, 16.8. Model cu bont mobilizabil clasic din gips dur (scheina): vedere dinspre vestibular (a);- secţiune sagitală (b).

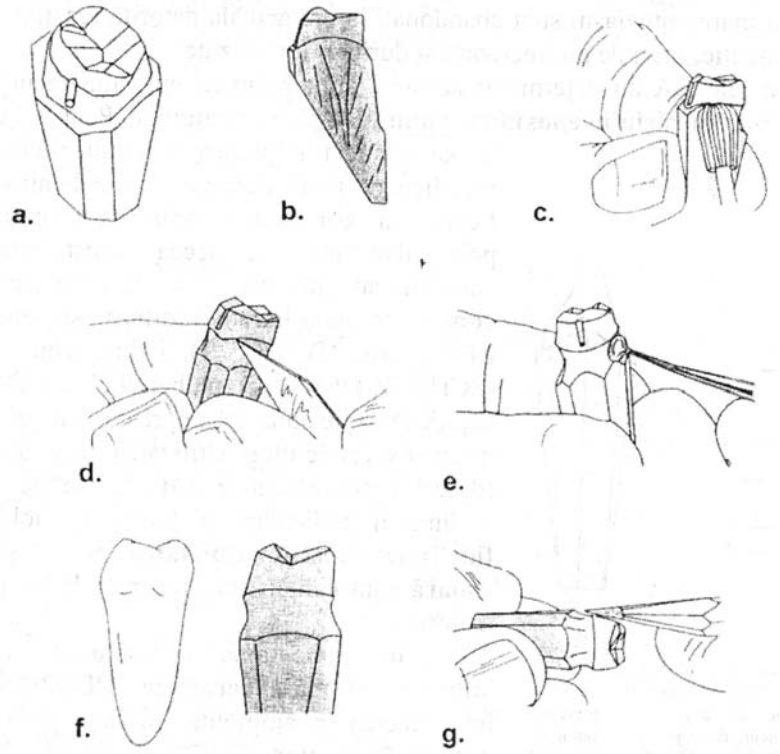


Fig. 16.9. Bont mobilizabil clasic (schemâ): portiunea radiculară este mai mare în diametru decât preparaţia dentarâ (a); portiune radiculară preparată impropriu (b); prepararea regiunii cervicale a bontului clasic cu freza de acrilat (c); prepararea regiunii cervicale a bontului clasic cu spatula (d); finisarea regiunii cervicale a bontului clasic (e); conturul bontului clasic trebuie să fie similar cu cel al unui dinte natural (f); trasarea marginii preparaţiei cu un creion (g).

Confecţionarea bontului mobilizabil din amalgame

In tehnica realizării bonturilor mobilizabile se utilizează uneori şi amalgame. Dintre acestea, se preferă amalgamele de cupm datorită costului lor mai redus. Amalgamul de cupm se prezintâ sub forma unor pastile sau granule care se încălzesc până când apar pe suprafaţa lor mici

picâturi de mercur. în acest moment ele se transferă într-un mojar, unde, prin frecare cu un pistil aliajul devine plastic. Cu un fuloar, amalgamul se introduce strat cu strat în amprenta luată cu masă termoplastică în inel de cupru (fig. 16.10.). Dacă în locul maselor termoplastice s-au folosit materiale de amprentă elastice, procedeul nu poate avea loc (35).

Bonturile mobilizabile din amalgam se realizează astăzi foarte rar datorită următoarelor dezavantaje:

- durata mare de confecționare (timpul total de prizâ), aproximativ 10 h;
- imposibilitatea fulării amalgamului m amprente cu elastomeri în inel de cupru;
- degajarea vaporilor de mercur;
- coeficient de expansiune relativ mare (0,1-0,25%) m comparație cu gipsurile extradure (0,05%);
- necesitatea consolidării pereților inelului de cupru prin înglobarea într-o masă de gips dur (pentm a rezista presiunilor dezvoltate în timpul îndesării amalgamului). **Confecționarea bonturilor mobilizabile din polimeri** Neajunsurile şi dezavantajele bonturilor mobile din cimenturi sau amalgame au determinat testarea altor materiale. Astfel au fost utilizate **RA.**

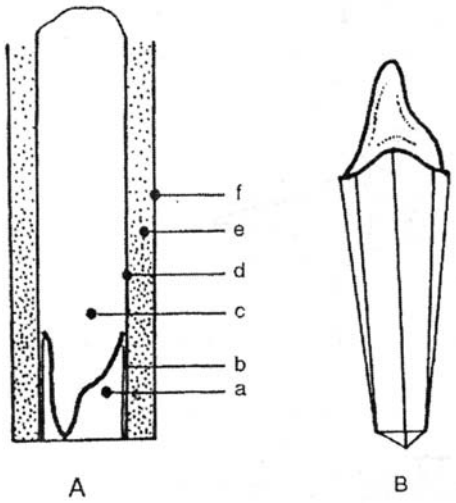


Fig. 16.10. Tehnica de realizare a bontului mobilizabil din amalgam: A. amprenta cu inel de cupru şi cofrajele ei masa de amprentâ termoplasticâ (a); inelul de cupru (b); bontul şi prelungirea radiculară din amalgam (c); manşon de hârtie ceratâ (d); gips dur (e); conformator din hârtie ceratâ (1); B. bont mobilizabil din amalgam cu prelungire radiculară neretentivâ

Polimetilmetacrilații PALAVIT şi PALADUR (cu lanțuri macromoleculare liniare), primiți inițial cu mare entuziasm sunt abandonați la ora actuală datorită reacției de polimerizare exoterme, a contracției mari de polimerizare şi durității lor scâzute.

Dezavantajele **RA** au determinat lansarea altor polimeri cu utilizare în acest domeniu. Dintre aceştia amintim **răşinile epoxidice, epiminice** şi **poliuretanice.** Pentru a creşte rezistența li s-au adăugat umpluturi anorganice, cum ar fi particule metalice, de sticlă, ceramică, borosilicați sau cuarț.

Legarea de componenta organicâ a umpluturilor se face prin silanizare. De aceea, aceste materiale pentru confecționat modele pot fi considerate **materiale compozite.** Sunt livrate m diferite sisteme: pastâ/lichid -EPOXI-DIE (IVOCLAR), lichid/lichid - ALPHA DIE (SCHUTZ-DENTAL), pulbere/lichid - IMPREDUR şi se depun farâ presiune în amprentâ. Ele se întâresc într-un interval scurt de timp. Utilizarea lor se asociazâ cu pinuri (dowel), eliminându-se astfel etapa de confecționare a prelungirii radiculare a bontului mobil. **Gradul de fidelitate crescut, duritatea mare** şi **manipularea uşoară** sunt calități care recomandă tot mai mult aceste materiale.

în confecționarea bonturilor mobilizabile se utilizează şi **mase ceramice** (DIAMOND DIE). După introducerea în amprentă (în faza plasticâ), aceasta se depune m cuptor (650°C) unde are loc sinterizarea. Expansiunea de priză (aproximativ 0,2%) este compensatâ de contracția de ardere.

b) Confecționarea modelului de ansamblu (MU şi modelul dinților vecini)

Modelul unitar - **MU,** realizat prin una din tehnicile anterioare, se repune în inelul de cupru sau capa de transfer, împreună cu care se repoziționează m amprenta de situație exact în poziția inițială. în continuare se acoperă prelungirea radiculara a MU cu un strat subțire de ceară

şi se fixează o sferă de ceară cu diametrul de 3-4 mm. Aceasta are rolul de a uşura luxarea modelului unitar, după tumarea modelului de ansamblu. Etapa următoare diferă în funcție de modul în care s-a luat amprenta: într-un singur timp(l), m doi timpi(2) şi în trei timpi(3).

1. Se toamă gips dur în amprenta cu bontul mobil, depâşindu-se marginea acesteia cu 3-4 mm. Peste gipsul dur se toamă alte straturi de gips, din care se confecționează soclul şi prelungirea distală. După priză, se taie în prelungirea distală un şanț sub forma literei T sau Y. Se izolează, după care se toamă în amprenta antagoniştilor modelul cu acelaşi nume, format şi el din două părti: modelul propriu-zis al dinților antagonişti din gips dur şi soclul împreună cu prelungirea distală, care se adaptează perfect în şanțul practicat anterior (fig. 16.11.).

2. In cazul amprentei în doi timpi se toamâ întâi modelul de ansamblu cu prelungirea distală (cheia de ocluzie) după metoda prezentată anterior. După priză se demulează amprenta, aplicându-se pe modelul de ansamblu a doua amprentă care conține impresiunile antagoniştilor după care se toamă modelul dinților antagonişti.

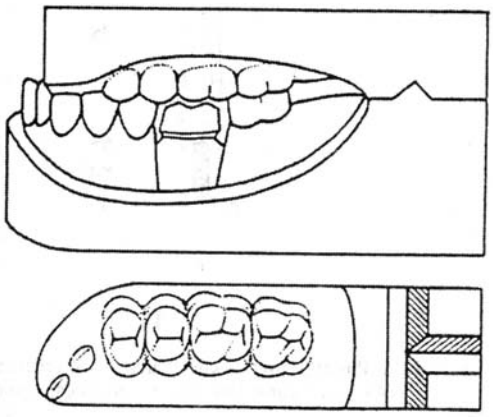


Fig. 16.11. Modele segmentare cu bonturi mobilizabile (în prelungirea distală se taie un şant în tbrmă de T sau Y care fixează relația de ocluzie)

3. In cazul amprentei in trei timpi se toamă separat modelul de ansamblu, modelul antagoniştilor, după care se montează în ocluzor sau articulator în funcție de a treia amprentă (de înregistrare a ocluziei). Inainte de montarea în ocluzor sau articulator se practică luxarea (mobilizarea) modelului unitar.

16.1.5.2.2. MODELE SECȚIONATE CU PINURI (DOWEL)

Pinurile (dowel*) sunt tije cilindro-conice, care prezintă un cap retentiv ce se fixează m mijlocul bontului mobilizabil (fig. 16.12.).

La ora actuală, bontul mobilizabil se poate realiza atât prin tehnici care apelează la utilizarea pinurilor, cât şi prin procedee fără pinuri. în continuare enumerăm etapele de realizare a unui model cu bont mobilizabil, prevăzut cu pinuri:

1. Pinurile se centrează în impresiunile bonturilor din amprentâ până la 13 mm de marginea incizală sau se fixează m aceasta în cazul pinurilor care prezintă o prelungire distanțatoare (fig. 16.12.). Se pot utiliza unul sau două pinuri pentru fiecare bont, iar dacă există mai multe bonturi, pinurile trebuie să fie paralele între ele. Acest lucru se obține cu ajutorul unui aparat care prezintâ o plăcuță de ghidaj în care se găsesc tijele de ghidaj. Acestea servesc la fixarea pinurilor. Se mai poate utiliza şi o instalație specială ALPHA-PIN (SCHUTZ DENTAL).

Dacă nu posedăm un paralelograf, putem folosi pinuri ce prezintă o prelungire subțire sub formă de sârmă care se îndoaie după necesități. Capul respectiv al pinului se centrează m impresiunea bontului.

2. Se blochează şumbul care reglează glisarea plâcuței, după care tijele se îndepărtează în vederea tumării modelului.

3. Se depune un gips extradur, de exemplu DURALIT-DEGUSSA, care nu va depăşi înălțimea marginilor amprentei cu mai mult de 3-4 mm. în timpul cât gipsul se găseşte în faza plastică se introduc pinurile în poziția anterior determinate. La extremitatea lor liberă pinurile se pot solidariza cu o tijă de ceară (fig. 16.13.C=

* dowel (engl.) = pivot, ştift

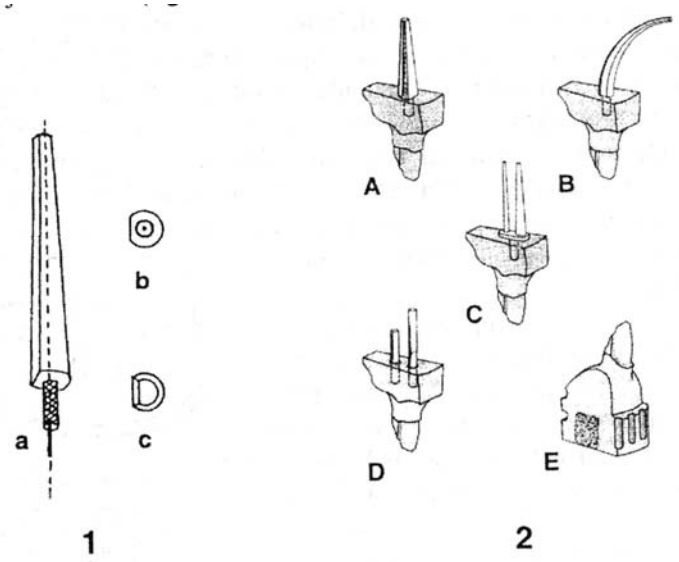


Fig. 16.12. 1. Pinuri (dowel): vedere laterală (a); vedere superioară (b); vedere inferioară (c), 2. Tipuri de sisteme antirotaționale: pinuri drepte (A); pinuri curbe (B); două pinuri cu cap comun (C); două pinuri paralele independente (D); cheie de plastic externă (E).

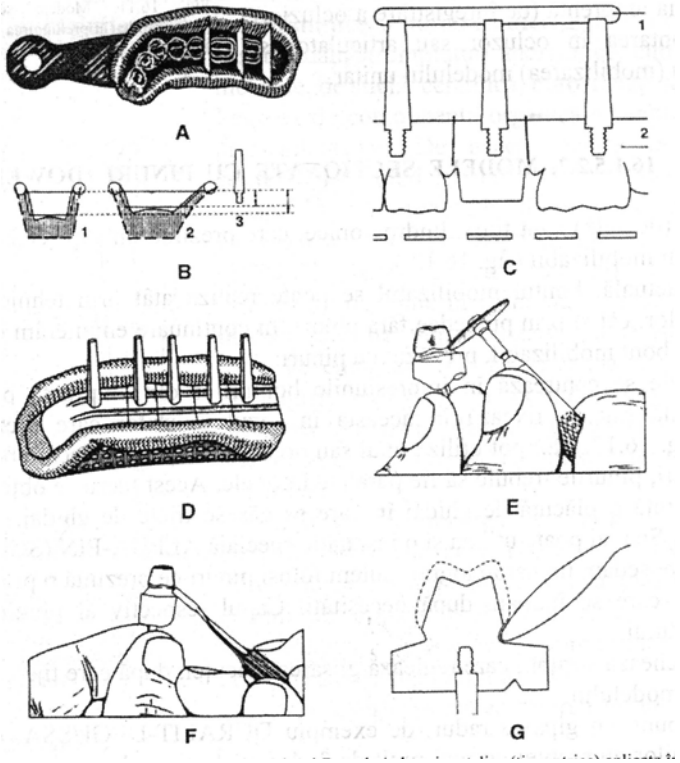


Fig. 16.13. Etape de confecționare a bonturilor mobilizabile cu pinuri-Dowel: A. benzi metalice (tip matrice) aplicate în interiorul amprentei; B. secțiune V-0 prin amprentâ la nivelul preparațiilor, bontul premolar (1); bontul unui molar (2); distanța maximâ dintre pin şi materialul de amprentâ; C. secțiune sagitalâ printr-o amprentă în care s-a turnat un gips superdur şi s-au aplicat pinurile: tijă de cearâ (1); gips superdur (2), D. după priza gipsului superdur se frezeaza retenții paralele cu pinurile; E. realizarea şanțului de ghidaj cu ajutorul unui disc diamantat; F. finalizarea şanțului de ghidaj cu un instrument pentru „smalț" din trusa de modelat mase ceramice; G. secțiune V-0 printr-un bont mobilizabil cu pin dowel; se observâ şanțul de ghidaj în care se adaptează aproape perfect un instrument de modelat marginea cervicală a machetei.

După priza materialului se realizează un şanţ de ghidaj şi se izolează suprafaţa acestuia (fig. 16.13.D), iar pinurile se acoperă cu un strat subţire de ceară. La vârful for se fixează fie o sferă de ceară, fie o tijă cu diametrul de 3-4 mm care serveşte ulterior la reperarea şi luxarea mai uşoară a pinului din soclul modelului. Apoi se toamă soclul dintr-un gips dur, al cărui coeficient de expansiune la priză este apropiat celui extradur, utilizat anterior. După priza acestuia se demulează amprenta, iar cu ajutorul unei pânze de fierăstrău sau al unor aparate tip MODEL-CUT se secţionează mezial şi distal fiecare bont până la nivelul soclului. Benzile de metal fixate anterior în amprentă (fig. 16.13.A.) pot uşura mult această fază

Soclul se încălzeşte la o sursă de căldură, după care fiecare pin se repereză şi se luxează cu un instmment metalic. - '

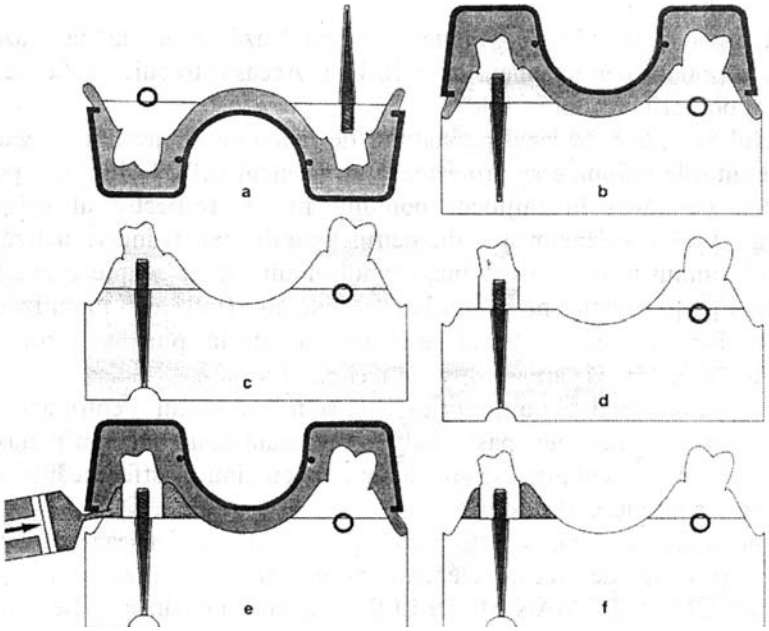


Fig. 16,14. Paşii de lucru în confecţionarea modelului secţionat: (a) turnarea modelului arcadelor şi poziţionarea ştiftului la nivelul preparaţiei; (b) şi (c) după izolare se soclează modelul; (d) evidenţierea limitelor preparaţiilor; (e) reconstrucţia gingiei cu material elastic sub amprentă; (t) model secţionat cu papilă elastică.

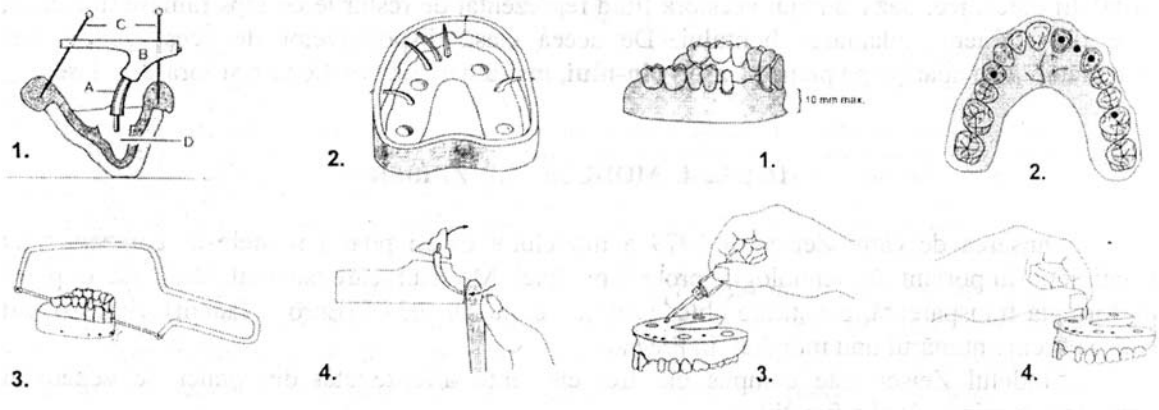


Fig. 16.15. Utilizarea pinurilor curbe : Secţiune printr-o amprentă prezentând relaţiile dintre pinul curb (A), bara de poziţionare (B), pinurile drepte (C) şi stratul de gips pentru arcadă (1); cofrarea modelului pentru turnarea soclului (2);secţionarea modelului final (3); mobilizarea bontului cu pin curb

Fig. 16.16. Utilizarea pinurilor după priza gipsului pentru model Modelul este pregătit la soclator (1); se forează canale petru pinuri (2); se picură în fiecare canal ciment pe bază de cianoacrilat (3); inserarea pinurilor în model (4).

16.1.5.2.3. PROCEDUL PINDEX

Procedeul PINDEX utilizează pinuri care, spre deosebire de tehnologia clasică, se introduc în modelul arcadei după priza gipsului. Inelele de retenție nu mai sunt necesare (vezi modelul cu pinuri), ele fiind înlocuite cu pinuri.

Tehnologia de realizare a procedeului PINDEX constă în următoarele faze:

1. Amprentarea câmpului protetic şi a zonelor limitrofe;
2. Toaleta amprentei; . ..
3. Tumarea unui gips superdur până la marginile amprentei sâu până în.apropierea acestora (fig. 16.17.);
4. După priza finală (50-60 minute), se demulează amprenta, iar baza modelului se şlefuieşte într-o suprafață perfect plană (fig. 16.17.). Aceasta trebuie să fie perpendiculară pe axul de inserție al bonturilor mobilizabile.
5. Modelul se aplică cu baza pe stativul de înaintare al maşinii de găurit. Din partea opusă, dinspre bonturile coronare se proiectează un fascicul (SPOT) luminos pentru a permite, prin transparență, centrarea în mijlocul bontului mobil, respectiv al celorlalte elemente mobilizabile (fig. 16.17.). Adâncimea şi diametrul forajului vor fi individualizate m funcție de model şi de tipul pinului utilizat, astfel încât capul pinului să se adapteze exact în puțul forat. Puțurile se forează perpendicular pe planul bazei modelului (în sensul mobilizării bonturilor) şi paralele între ele. Pentru fiecare element se utilizează câte un pin. De asemenea, se introduc pinuri şi m porțiunile de arcadă care nu se mobilizează.
6. Se izolează baza modelului propriu-zis şi se toamă soclul. Pentru aceasta se utilizează un conformator în care se introduce pasta de gips preparată la un vacuum-malaxor sau manual. Peste gipsul care încă nu a facut priză se aplică modelul cu pinuri, astfel încât baza acestuia să fie perfect paralelă cu planul mesei de lucru.
7. După priza gipsului se îndepârtează conformatorul şi se finisează modelul la soclator.
8. Mezial şi distal de fiecare element mobilizabil se realizează un şanț cu ajutoml aparatului MODEL-CUT (CUTMAN-MODELLSÂGE) sau cu o pânză de fierăstrău.
9. Cu ajutorul unui instrument ascuțit, dinspre baza soclului se luxează elementele mobilizabile.

Procesul de forare al canalelor pentm pinuri este realizat de cele mai multe ori cu instalații mecanice, dezavantajul acestora fiind reprezentat de resturile de gips rămase în canale, care pot influența adaptarea bontului. De aceea clasa dispozitivelor de acest gen a fost îmbunătățită cu apariția pe piață a **Laser-pin-ului,** instmment de poziționare şi forare cu laser.

16.1.5.2.4. MODELE TIP ZEISER

Lansarea de către Zeiser în 1979 a modelului care-i poartă numele a reprezentat un eveniment important în tehnologia protezelor fixe. Modelul care se realizează pe o placă preformată transparentă, constitute obiectivul brevetului 0030312 (Europa Patent), fiind socotit la acea vreme numărul unu mondial, m precizie.

Modelul Zeiser este compus din trei elemente diferite atât din punct de vedere al structurii chimice, cât şi a funcțiilor:

1. Soclul - constituie infrastructura;
2. MU (modele unitare) şi celelalte elemente ale arcadei reprezintă suprastmctura;
3. Pinurile care fac legătura între elementele suprastmcturii şi soclul modelului.

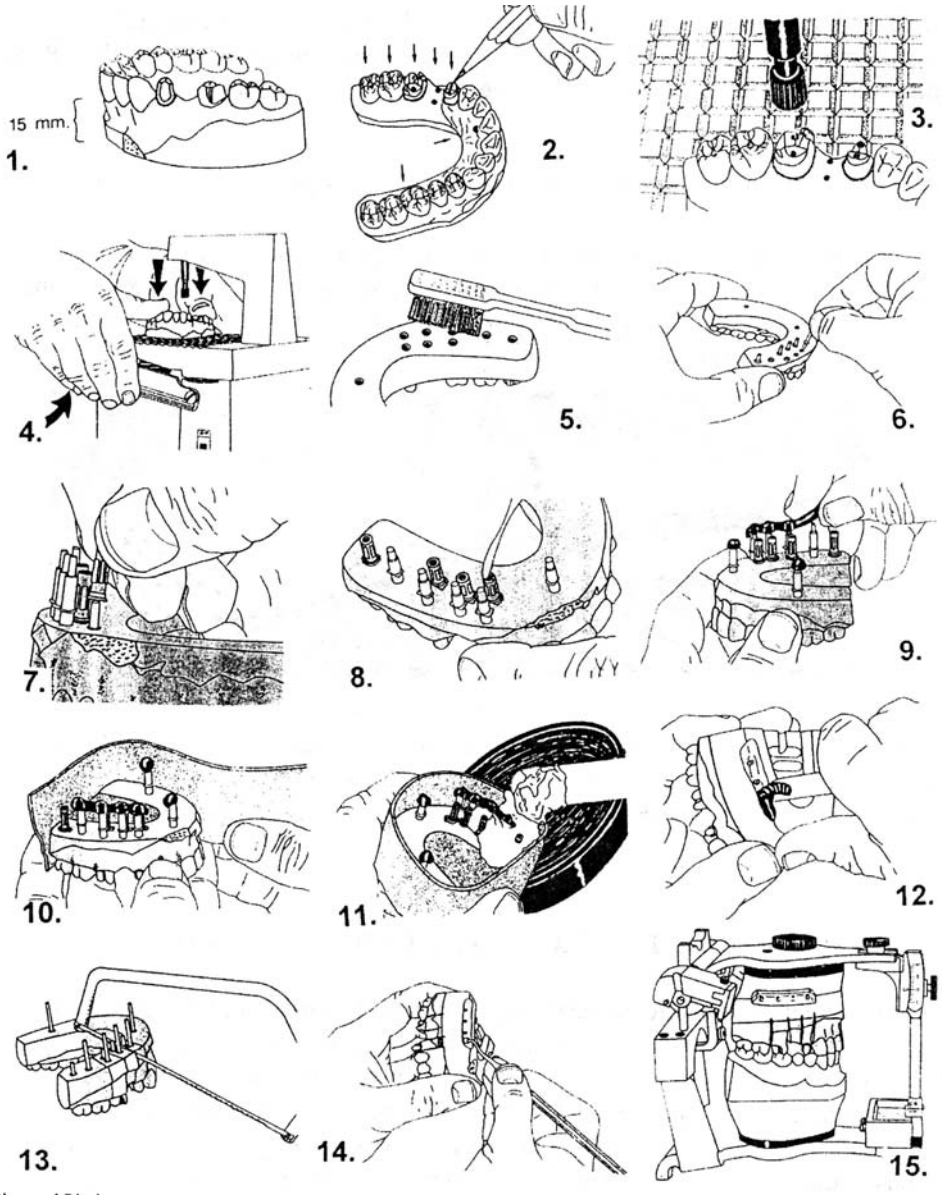


Fig. 16.17. Sistemul Pindex: modelul trebuie să aibâ cel puțin 15 mm înălțime, excluzând dintii (1); locurile canalelor pentru pinuri sunt marcate cu un creion (2); semnele realizate sunt plasate sub spot-ul luminos al dispozitivului de trezat canale pentru pinuri (3); degetele mari stabilizeaza modelul, în timp ce cu celelalte operatorul ridică dispozitivul de frezare (4); resturile rezultate în urma frezării sunt îndepărtate (5); întâi sunt plasate pinurile scurte şi apoi cele lungi (6); sunt poziționate tecile corespunzătoare pinurilor (7); extremitățile tecilor pinurilor scurte sunt blocate **cu** ceară (8); pe extremitățile libere ale pinurilor lungi este plasată ceară (9); cofrarea modelului (10); turnarea modelului (11); îndepărtarea cerii de la extremitatea pinurilor lungi (12); secționarea modelului (13); mobilizarea bonturilor (14); modelul în articulator (15).

Prmcipiul metodei constă m transpunerea poziției bonturilor cu ajutoml aparatului Zeiser 1 pe soclul din PMMA m care se forează puțuri; m acestea se introduc pinurile. Pentru o mai mare stabilitate antirotațională se pot fora câte două puțuri pentru fiecare bont mobilizabil (respectiv element al arcadei dentare). Cu ajutorul unei prese care produce o încălzire a pinurilor, acestea se înfundâ până la o adâncime optimă m soclu, astfel încât să nu transpară.

în continuare se toamă modelul propriu-zis din gips dur, extradur sau răşină epoxidică, după care se răstoamă soclul cu pinurile în jos, peste amprentă, în poziția unică permisă de plăcuța pe care sunt fixate soclul şi amprenta. După defmitivarea reacției de priză se demulează

amprenta şi se dezinseră modelul cu pinuri de pe soclu. Se secţionează mezial şi distal bonturile, după care se repun la loc în soclu toate elementele componente ale modelului. Pentru detalii recomandăm consultarea documentaţiilor firmei GIRRBACH DENTAL.

16.1.5.2.5. TEHNICA KIEFER

în tehnicile clasice de tumare a modeleior, arcada şi soclul modelului erau turnate succesiv, având ca efect apariţia deformărilor. Pentru a controla efectul de expansiune a gipsului şi pentru minimalizarea apariţiei deformărilor, Kiefer a imaginat o placă perforată prefabricată peste care toamă direct modelul arcadei.

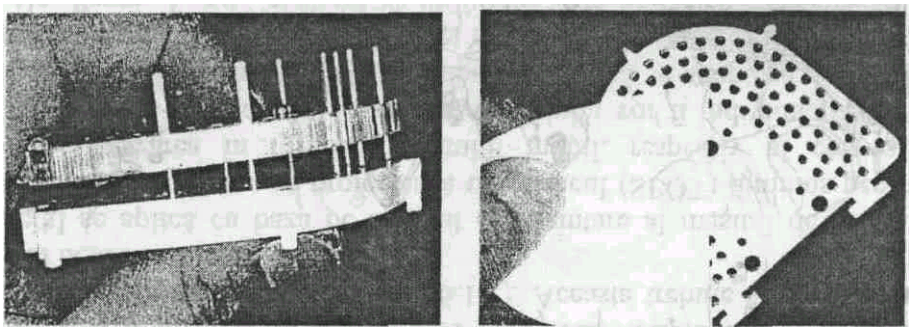


Fig. 16.18.TehnicaKietter

Pinurile traversează placa prin orificiile existente şi sunt inserate m modelul de arcadâ. Pe perioada prizei gipsului, expansiunea modelului este absorbită de placâ. Modelul de arcadâ este secţionat de aşa naturâ încât fiecămi fragment secţionat să îi corespundă două pinuri pentm a asigura o repoziţionare optimă.

16.1.5.2.6. EVALUAREA EFICENŢEI UNOR PINURI

La ora actualâ se comercializează o multitudine de forme şi sisteme de pinuri. In donnţa **de** a evalua eficienţa acestora, Setz şi Diehl au întreprins un studiu interesant. Autorii au confecţionat şase modele experimentale prevăzute cu pinuri diferite:

• modelele 1-3 cu Pinuri nr. 2 (RENFERT) - conice cu o suprafaţă planâ;

• modelul 4 cu Pindex-Pinuri (WHALEDENT) - cu pereţi paraleli şi cu teacă din material plastic dublate de un al doilea pin mai scurt, prevăzut şi el cu teacă din material plastic;

• modelul 5 cu Bi-Pinuri (RENFERT) - conice cu teacă metalică de ghidaj integrate cu un al doilea pin, care opreşte rotirea bontului;

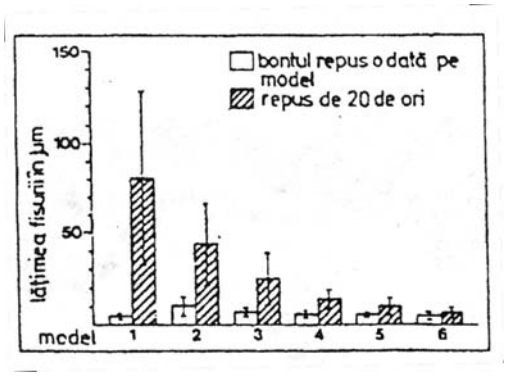
• modelul 6 cu Pindex-Dual-Pinuri (WHALEDENT) - conice cu teacă metalică, integrate cu un al doilea pin, care împiedică rotirea bontului.

Bonturile au fost scoase şi repuse pe model de 20 ori, măsurându-se de fiecare dată lâţimea fisurii între bonturi şi soclu. După o singură scoatere şi repunere nu s-au observat diferenţe semnificative între diferitele sisteme de pinuri. **După 20 de manevre pinurile duble cu teacă şi-au dovedit superioritatea netă,** m sensul păstrării, relativ constante, a spaţiului dintre bonturi şi soclu (tabelul şi reprezentarea sa grafică fig. 16.19.).

Un alt studiu al Universităţii din Washington, avea în vedere, pe acceaşi linie de interes, modalitatea de comportament a patru sisteme, **Belle** (St. Claire), **Pindex, DVA** şi pinurile

convenționale **(brass).**

Modele experimentale cu difente pinun	Bontul repus pe model . osingurădată		Bontul repus de 20 ori pe model	
	Valori medii	Variatie standard	Valori medii	Variație standard
Model 1 (Dowel-Pin) Model 2 (Dowel-Pin) Model 3 (Dowel-Pin) Model 4 (Pindex-Pin) Model 5 (Renfert Bi-Pin) Model 6 (Pindex Dual-Pin)	' 4 " 12 7 6 6 5	• *î* 5 2 2 1 2	' 80 42 25 14 10 7 -.	48 22 14 5 5 3



Lățimea fisurii în µm între bont şi soclul de ghips la modelele secționate cu pinuri.

Reprezentarea grafică a rezultatelor.

Fig.16.19. Rezultatele experimentului lui Setz şi Diehl

S-a observat că sistemul Pindex are cel mai bun comportament m plan orizontal (pe axele OX, OY are mobilitatea cea mai redusă), pentru ca sistemul convențional (brass) să fie cel mai stabil în sens vertical - pe axa OZ.

16.1.5.3. MODELE SECTIONATE FARA PINURI

Marile avantaje ale modelelor Zeiser sunt umbrite de o tehnologie complicată şi scumpă, de achiziționarea unei aparaturi sofisticate şi de existența unor numeroşi timpi intermediari de lucru. Aceste dezavantaje fac ca m laboratoarele mai modeste, sistemul Zeiser să nu fie folosit. Noi căutări au dus la elaborarea unor sisteme mai simple de realizare a modelelor, mai ieftine şi care se apropie de precizia modelelor Zeiser. La ora actuală există pe piață mai multe astfel de sisteme:

CRACK-WAFER, DI-LOCK, System-TRAY, Model-SPLIT, ZACK, ACCU-TRAC PRECISION DIE SYSTEM, HIGH-TECH etc.

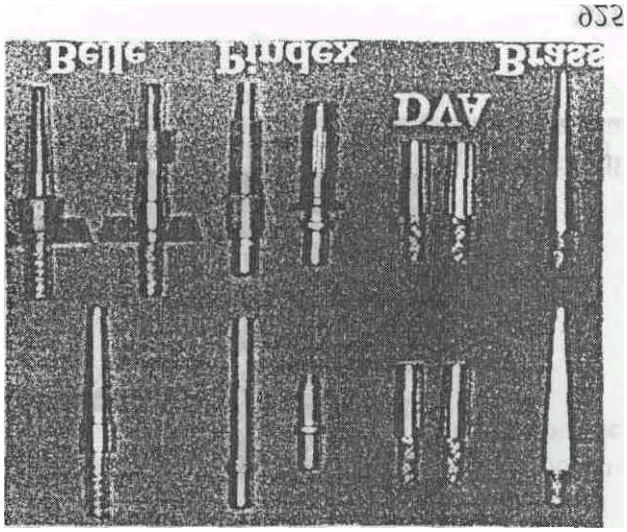


Fig. 16.20. Sistemele utilizateîn experimentul Universității din Washington

16.1.5.3.1. SISTEMUL TRAY

Sistemul TRAY constă dintr-un conformator prefabricat realizat din material plastic transparent şi care prezintă numeroase proeminenţe sub formă de lamele (fig. 16.21.A). Acestea, prin tumarea soclului, vor determina apariţia a tot atâtea reliefuri negative pe baza modelului. La inserţia şi dezinserţia modelului din conformator, reliefurile negative glisează pe lamelele cu rol de poziţionare ale acestuia.

Tehnica de confecţionare: m prima etapă se toarnâ amprenta dintr-un gips dur, extradur sau răşină epoxi, concomitent umplându-se conformatoml cu acelaşi tip de material. Se răstoarnă apoi amprenta în conformator. După definitivarea reacţiei de priză se demulează amprenta şi se dezinseră modelul din conformator (fig. 16.21.B).

Bonturile din model vor fi secţionate mezial şi distal cu o pânză de fierâstrâu sau la aparatul MODEL-CUT, după care se luxează cu ajutoml unei spatule sau instmment ascuţit. Toate elementele se repun înapoi în conformator, m poziţia unică permisă de acesta (fig. 16.21.B).

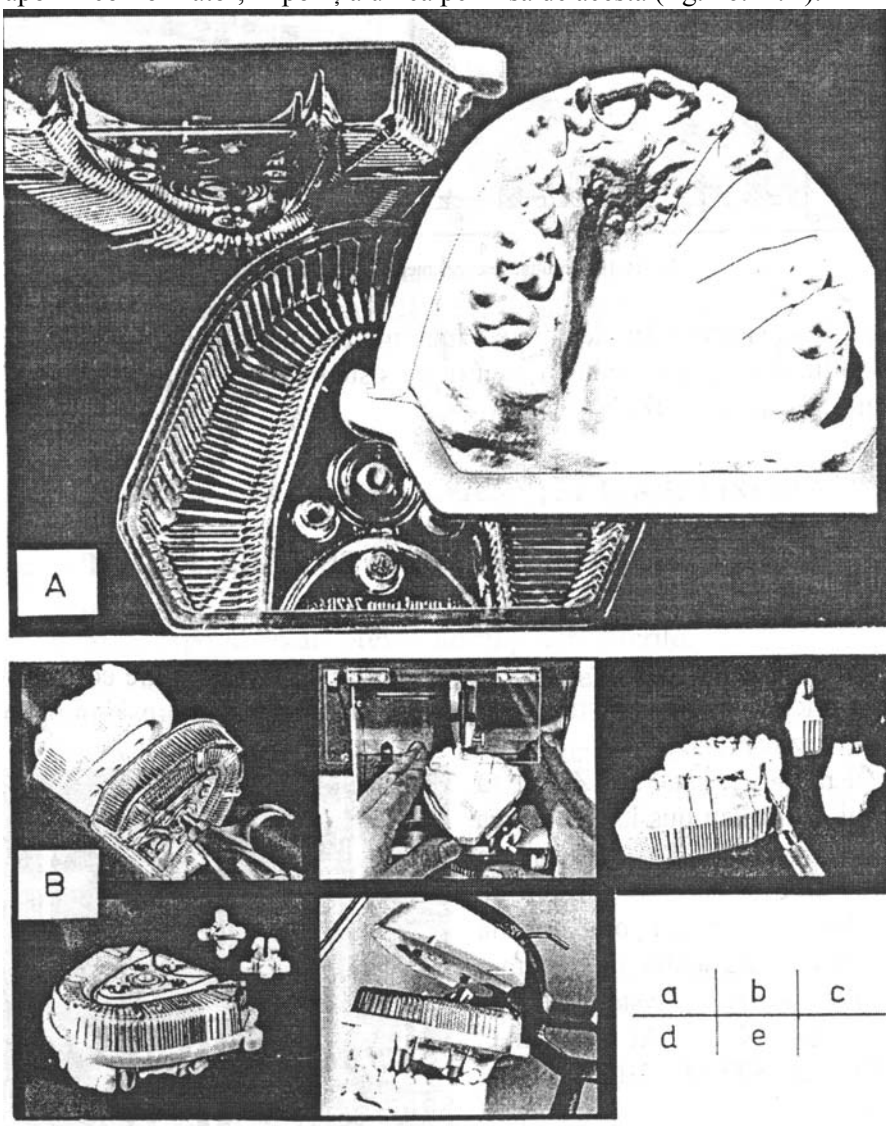


Fig. 16.21.A. Sistemul Tray. A. conformatorul şi modelul secţionat, înainte de luxarea bontului; B. etape succesive de lucru: desprinderea din contbriTiator a modelului după turnarea acestuia (a); secţionarea bonturilor (b); luxarea bonturilor din modelul monoblbc (c); repunerea bonturilor şi modelului în conformator (d); montarea (fixarea) modelelor în ocluzor sau articulator (e).

16.1.5.3.2. SISTEMUL NU-LOGIC EZ TRAY

Sistemul **Nu-Logic Ez TRAY** se doreşte o îmbunătăţire a sistemului TRAY clasic, îB sensul câştigului de timp în tumarea modelului.

Ceea ce aduce nou acest sistem sunt sistemul de retenţionare dat de **clavetele** Nu-Logic şi fereastra poziţionată central m conformatorul modelului TRAY clasic, aceasta fumizând un plus de stabilitate şi acurateţe a poziţionării bonturilor secţionate

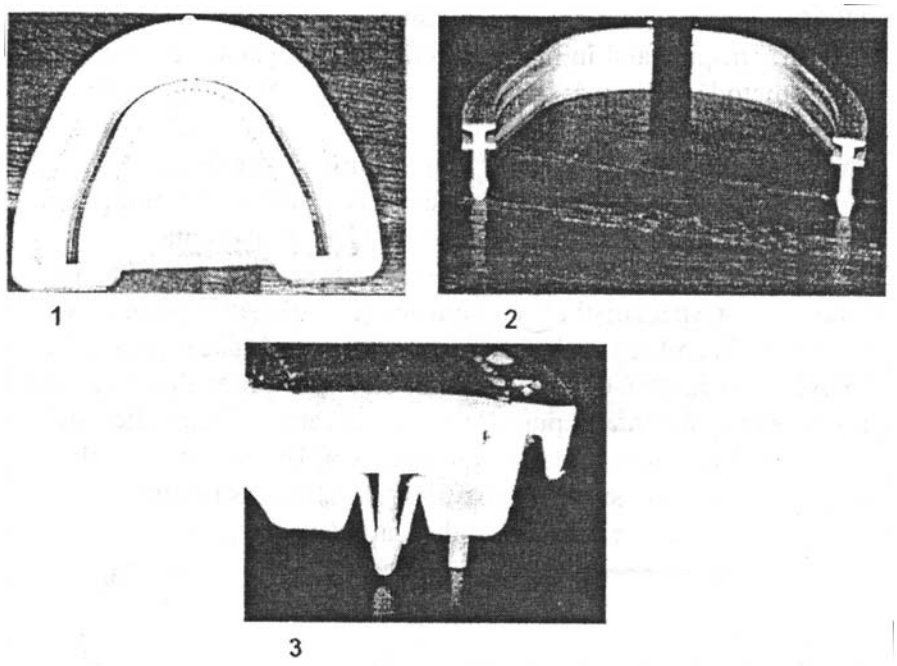


Fig. 16.22. Ferestruirea eonformatorului (1); sistemul de clavete retentive (2); inodelul repoziţionat în conformator (3).

Avantajele acestui sistem, pe lângă timpul economisit, sunt reprezentate şi de economia de material de gips (până la 100 de grame) şi absenţa pinurilor (a căror utilizare presupune o anumită dexteritate şi experienţă). Singurele sisteme necesare sunt cele de clavete care pot fi reutilizate. De asemenea, sistemul asigură obţinerea unui model mult mai competitiv în implantologie, faţă de modelul cu pinuri. Este delicat de amplasat pinurile m jurul implantelor analoage, pe când utilizarea clavetelor situate sub implantele analoage nu interferă cu acestea.

16.1.5.3.3. MODEL ZACK

AERO-DENTAL prezintă o variantă nouă de placă-soclu, special concepută pentru modelele confecţionate din răşini epoxidice sau poliuretani (Alpha Die). Acest soclu conceput de către acelaşi Zeiser, are următoarele caracteristici:

- exclude utilizarea pinurilor;
- poate fî utilizat de mai multe ori;
- reduce mult timpul de lucru al tehnicianului;
- exclude anexele şi aparatele suplimentare;
- bonturile mobile (MU) se adaptează perfect m soclu în poziţia iniţială. Modelul Zack, confecţionat dm răşină epoxi, este stabil dimensional. Suprafaţa soclului care vine în contact cu modelul propriu-zis are pe secţiune o formă zimţată, care permite inserţia

şi dezinserţia bonturilor într-o poziţie unică. Baza soclului prezintă dispozitive magnetice de fixare a modelelor în articulator. Pentm fixare se mai pot utiliza şi dispozitive tip capsă sau gume elastice.

16.1.5.3.4. ACCU-TRAC PRECISION DIE SYSTEM

ACCU-TRAC este un sistem rapid, economicos şi foarte precis de realizare a modelelor cu bonturi mobilizabile, răspunzând în mare măsură cerinţelor unui ideal impus de stomatologia modemă. Această metodă elimină complet pinurile. Sistemul este comercializat de WHALEDENT INTERNATIONAL.

Avantajele multiple ale modelelor cu bonturi mobilizabile sunt arhicunoscute. Tehnologia acestor modele este însă mai complicatâ, necesitând atât cunoştinţe teoretice, cât şi răbdare din partea tehnicianului, precum şi un timp de lucru suplimentar.

Dintre modelele cu bont mobilizabil, cele cu pin s-au impus preponderent. Tehnologia lor laborioasă i-a determinat pe specialiştî sâ o simplifice şi sâ găsească noi metode de confecţionare a modelelor cu bont mobilizabil, cu aceleaşi performanţe şi care să excludă utilizarea pinurilor.

ACCU-TRAC se utilizează cu predilecţie în elaborarea modelelor cu bont mobilizabil, în scopul realizării protezelor unidentare, punţilor şi a rezolvârilor compozite. Sistemul a fost testat cu rezultate bune în cadml catedrelor noastre şi îl recomandăm tuturor colegilor.

Componentele sistemului sunt: dispozitivul principal (suportul sau conformatorul) cu braţele laterale, plăcuţa de bază şi menţinătorul de spaţiu (fig. 16.23.).

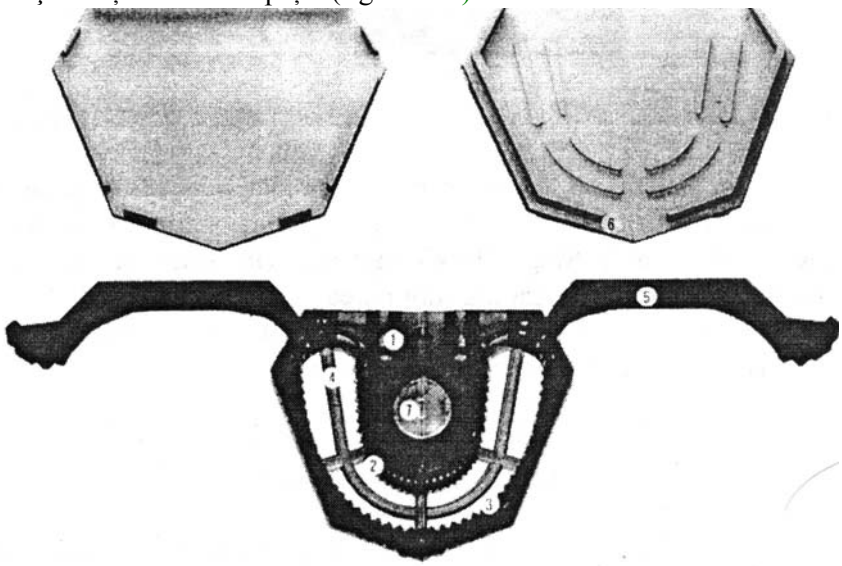


Fig. 16.23. Plăcuţa de bază şi dispozitivul principal cu braţele laterale deschise : dispozitivul pricipal - cu rol de poziţionare (1); zimţii intcriori (2); zimţii exteriori (3); nervura cu numere de la 1 la 59 (4); braţele laterale (5); plăcuţa de bază, faţa inferioară (6);magnet central de tixare (7); plăcuţă de bazâ, vedere superioarâ (8).

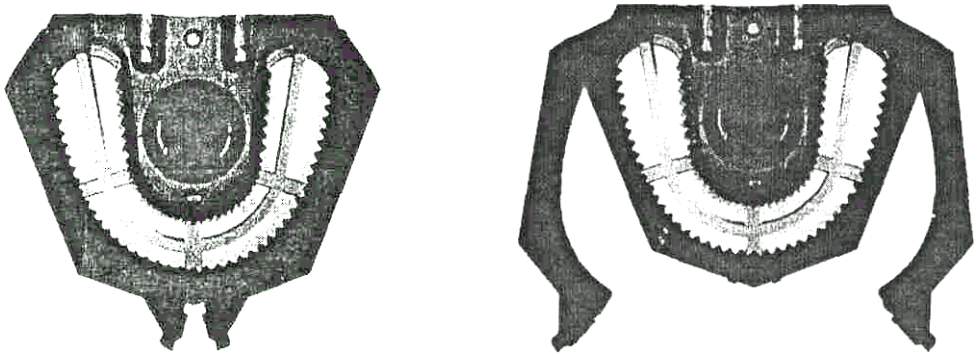
Dispozitivul principal (de poziţionare) este confecţionat din plexiglas (denumirea comercială a polimetilmetacrilatului transparent) masiv şi rezistent, de formă heptagonală (fig. 16.23.). Este prevăzut cu un canal ale cărui margini sunt zimţate. în centrul canalului există o nervură pe care sunt imprimate numerele de la 1 la 59. Acestea servesc la identificarea poziţiei viitoarelor bonturi mobilizabile (fig. 16.23.).

Zimţii interiori şi exteriori (fig. 16.23.) pe de o parte şi nervura pe de altâ parte, realizează trei puncte de fixare pentru fiecare **component mobilizabil** - prescurtat **CMob.**

Noțiunea cuprinde atât bontul mobilizabil cât şi celelalte elemente ale câmpului protetic care pot **fi** îndepărtate şi repuse în suport într-o poziție unică, uşor, de găsit. îndepărtarea (ejectarea) **CMob** din suport este împiedicată de brațele laterale care fixează fiecare **CMob** în parte şi modelul în totalitate.

în centrul suportului (dispozitivul principal) **se** aflâ un magnet de formă circulară, utilizat **la** fixarea modelului m articulator (fig. 16.23.).

De o parte şi de alta a dispozitivului principal se aflâ câte un braț mobil de închidere (fig. 16.23.). Aceste brațe sunt prinse de dispozitivul principal printr-un sistem balama, care permite mobilizarea lor intr-un singur sens, orizontal (fig. 16.24.).



a **b**

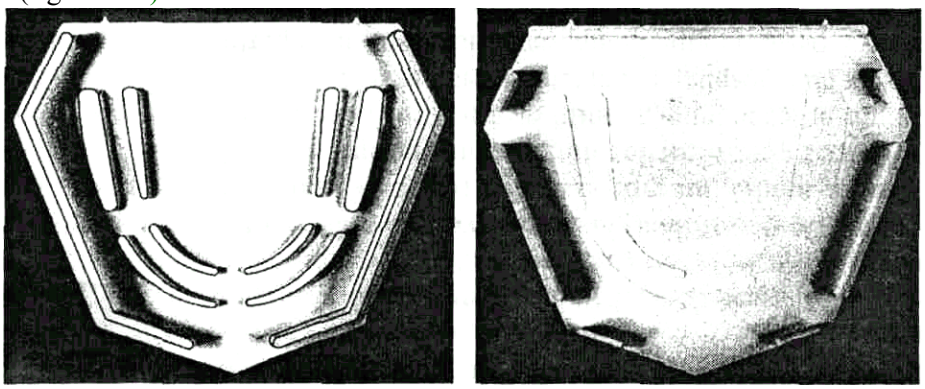
Fig. 16.24. Dispozitivul principal (de pozitionare): cu brațele închise (a.); cu brațele deschise (b.)

Brațele (independent locking arms) confecționate tot din mase plastice, se prezintâ sub formă de jgheab şi permit fixarea bonturilor mobile prin intermediul unei margini proeminente de gips dur, care rezultă după priza materialului.

Plăcuța de bază are aceeaşi formâ heptagonalâ şi este confecționată din masă plastică de culoare albă (fig. 16.25.). Prezintă două fețe:

a) fața superioară prevăzută la periferie cu nervuri întrempte, are o suprafață relativ netedă (fig. 16.25.A.). In momentul tumării modelului, baza etanşează dispozitivul principal, fiind aplicată cu fața superioară spre model.

b) fața inferioară (fig. 16.25.B.) este prevăzută m centm cu opt nervuri întrempte m zona frontală şi lateralâ. Aceste nervuri au rol de ghidaj, servind la ejectarea (îndepărtarea) modelului din dispozitivul prmcipal (fig. 16.26.).



A B

Fig. 16.25. Plăcuța de bază: fața superioară (A.) fața inferioară (B.)

Menţinătoml de spaţiu este confecţionat dintr-un cauciuc semirigid de culoare verde şi se adaptează la baza dispozitivului principal pe care-1 izolează m cursul montării acestuia în articulator (fig. 16.26.).

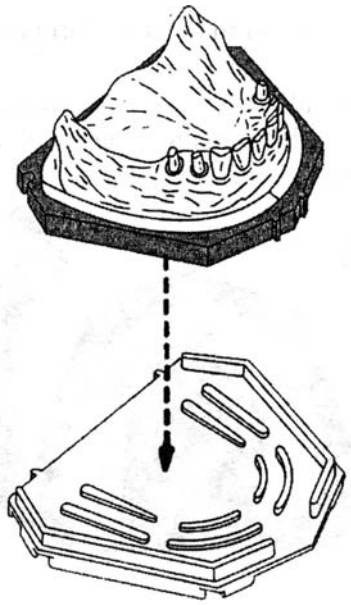


Fig. 16.26. PIăcuţa de bazâ cu faţa inferioară în poziţie de ejectare a modelului din dispozitivul principal

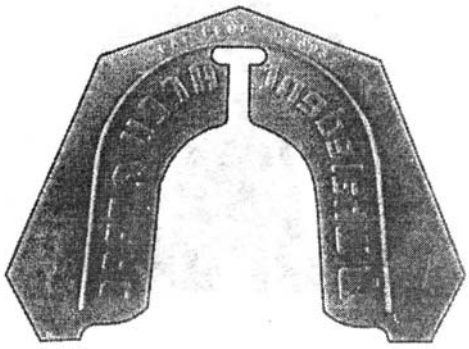


Fig. 16.27. Menţinător de spaţiu

Confecţionarea modelului

1. Se asamblează părţile componente ale sistemului **ACCU-TRAC** dupâ cum urmează:

a) se aplică braţele pe suport şi se închid;

b) se fixează plăcuţa de bază cu suprafaţa lipsită de nervuri centrale m sus;

c) se verifică funcţionarea normală a sistemului.

2. Se pregăteşte amprenta: spălare, degresare, uscare; se reduc marginile m exces pentru a micşora greutatea modelului.

3. Se marchează pe faţa posterioară a amprentei mijlocul crestelor alveolare în regiunea posterioară - şi linia mediană - în zona anterioară.

4. Se prepară pasta de gips la vacuum-malaxor sau prin malaxare manuală.

Important. Se va utiliza în exclusivitate, atât pentru soclu, cât şi pentru model, un gips extradur (clasa IV) sau dur. Se interzice folosirea amestecurilor de gips dur cu gips obişnuit. Uneori, din raţiuni de economie, se utilizează pentru soclu un gips obişnuit, dar acesta nu corespunde cerinţelor acestui sistem.

5. Se toamă pasta de gips în amprentâ, iar restul în suportul **ACCU-TRAC** până la nivelul braţelor laterale imobilizatoare. Se răstoamă amprenta peste suport. Se centrează amprenta până ce liniile de pe faţa ei posterioară se suprapun cu liniile coresmmzâtoare de oe suportul **ACCU-TRAC** ffig. 16.28.).

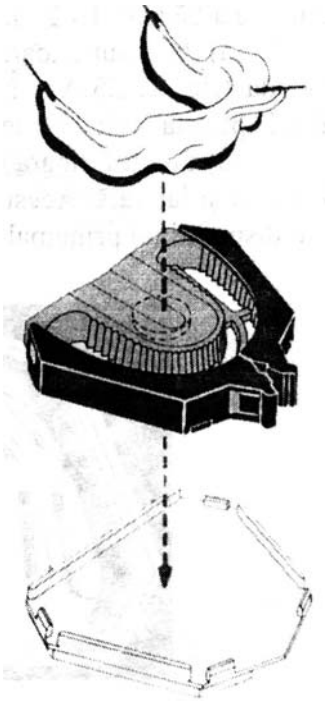


Fig. 16.28. Centrarea amprentei peste dispozitivul principal, aplicat la rândul

6. Se îndepărtează gipsul în exces înainte de a face priza finală.

7. După priza finală se demulează amprenta şi se îndepărtează placa de bază (de culoare albă). De asemenea, se desfac braţele laterale.

8. Se întoarce placa albă invers, cu nervurile centrale în sus. Peste acestea se aplică suportul **ACCU-TRAC,** iar cu o apăsare uniformă se obţine desprinderea (ejectarea) modelului din suport.

9. Se netezesc muchiile periferice ale modelului după necesităţi. Soclul modelului nu se va prelucra sub nici o formă.

10. Se îndepărtează cu o pânză de fierăstrău sau cu un aparat special de secţionat de tipul **MODEL-CUT,** surplusurile de gips din zona palatinală, respectiv lingualâ, după care se secţionează bonturile mobile m paralel cu zimţii.

11. Componentele se spală şi se usucă cu atenţie.

12. Se reasamblează componentele în suport în ordine numerică şi se asigurâ modelul prin închiderea braţelor (fig. 16.29.).

Pentru a monta modelul în articulator se aplicâ menţinătorul de spaţiu (de culoare verde) pe faţa bazală a suportului, după care se aplică pasta de gips atât pe suprafaţa bazală a modelului, cât şi pe braţul articulatomlui. Suportul este tot timpul fixat prin intermediul magnetului de articulator. Poziţionarea modelului se face după criteriile cunoscute .

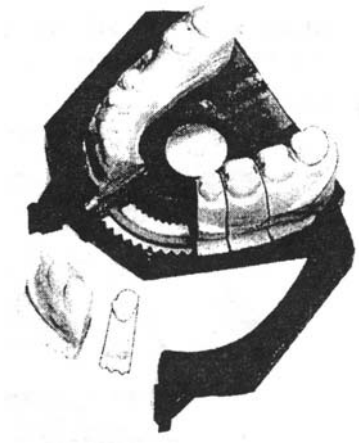


Fig. 16.29. Reasamblarea modelului

Este posibilă adaptarea lui chiar şi la articulatoarele medii **ITM,** folosite destul de des în ţaranoastră.

Suportul **ACCU-TRAC** poate fi utilizat de maximum cinci ori.

Transportul modelelor **ACCU-TRAC** se face cu ajutorul unei casete speciale care prezintă, ca şi suportul, un sistem zimţat şi un braţ mobil cu rol de fixare a modelelor. Această casetă, ideală şi pentru conservarea modelelor în modelotecâ, poartă denumirea de **ACCU-TRAC-TRANS-SYSTEM** (ATN-50).

16.1.5.3.5. SISTEMUL CRACK-WAFER (MODELUL FRACŢIONAT)

„Crack-Wafer" reprezintă un sistem simplu şi convenabil din punct de vedere al costurilor. Este compus dintr-o **bază** de model **prefabricată** dintr-un gips de model de clasa a 4-a, care este prevăzut pe o parte cu o **bandă subţire sintetică** fixată strâns de aceasta. Partea opusă are o **suprafaţă retentivă.** După preparaţia bonturilor sau a cavităţilor pentru incmstaţii se realizează cu o lingură mică de unică folosinţă o amprentă de corectură şi o amprentă într-un singur timp. După scoaterea din cavitatea bucală, amprenta se toamă m gips şi se aşează pe Crack-Wafer-ul umezit m prealabil.

După priza gipsului (8-30 de minute, m funcţie de material), se îndepărtează amprenta. Apoi se secţionează modelul din gips m portiunea interdentară cu o freză diamantată. Doar la nivelul primei separaţii sau a uneia dintre ele se separă complet, celelalte separaţii fiind mobilizate cu ajutorul unui cuţit de ceară. Banda inferioară formează un „living hinge" (arc viu) care asigură accesul la regiunea interdentară, prin mobilizarea bonturilor. Datorită faptului că suprafeţele obţinute pe urma mobilizării segmentelor se potrivesc unele cu altele, contactul poate fi realizat prin simpla repoziţionare. Deci, se obţine un model cu care pot fi modelate şi controlate foarte uşor suprafeţele de contact, lucru posibil şi pentru mai mulţi dinţi.

Crack-Wafer pot fi folosit şi în cazul metodei amprentei în trei timpi. Pot fi montate pe ocluzoare mici din plastic, permiţând astfel şi o modelare a suprafeţei masticatorii m ocluzia finală. Cu două Crack-Wafers şi o simplă balama se realizează cel mai mic ocluzor funcţional.

Firma GC a lansat pe acest concept sistemul **GCLAF System.**

După scoaterea din cavitatea bucală, amprenta este „preparată" (se îndepărtează resturile de material de amprentă de pe marginea lingurii care ar putea afecta turnarea modelului) -fig. 16.30.a; se depune vaselină în cavitatea m care se va turna modelul-fig. 16.30.b; după care se introduce banda subţire sintetică prefabricată cu extremitatea retentivă îndreptată în sus-fig. 16.30.C; se depune gips m cavitatea preparată astfel-fig. 16.30.d; şi în amprentă-fig. 16.30.e;

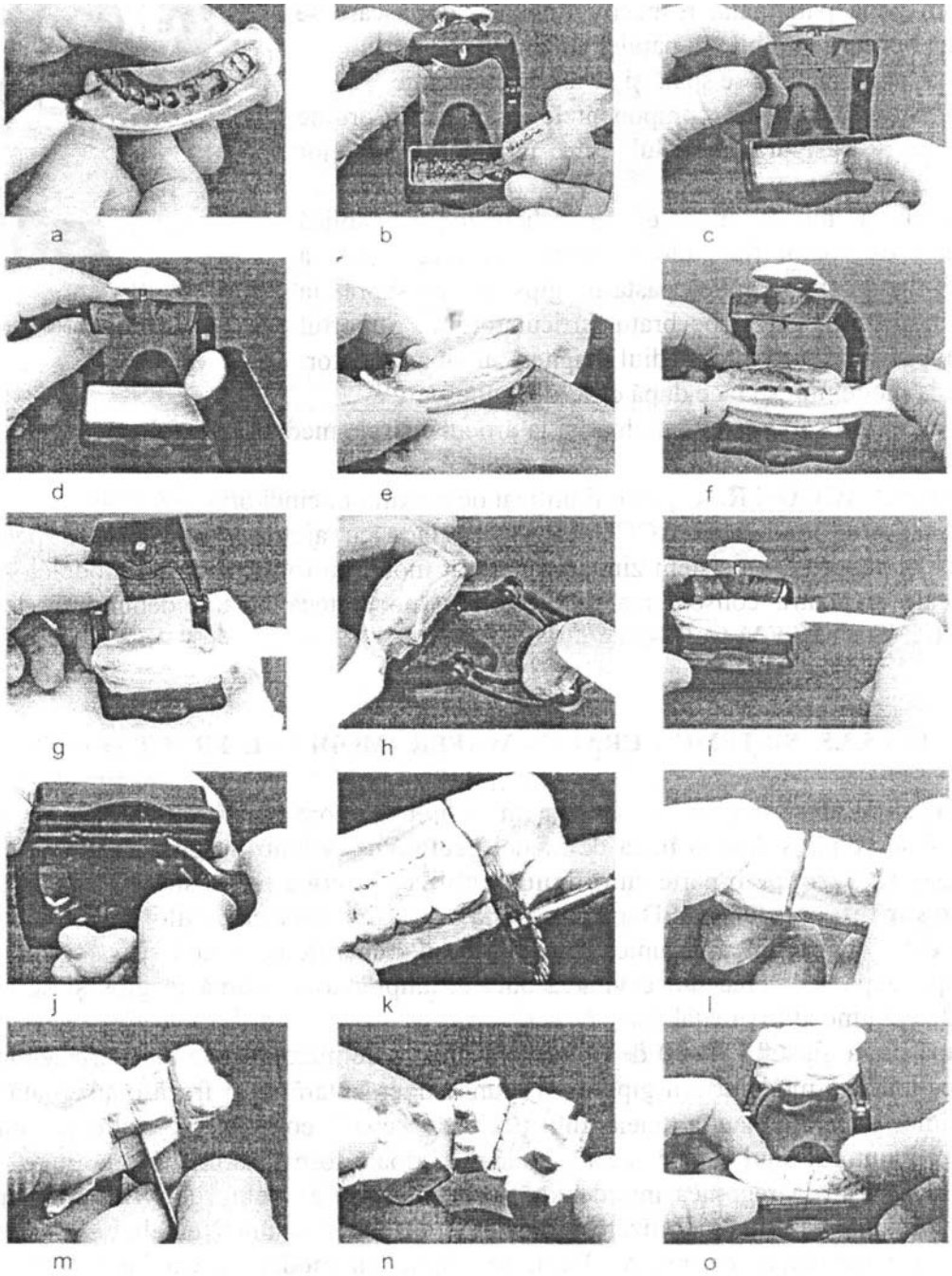


Fig. 16.29. Utilizarea sistemului Crack – Wafer (Model fracţionat)

după care ampreṇta se răstoamâ peste cavitatea sistemului pentru a obține modelul - fig. 16.30.f;
într-un mod analog se procedează pentru tumarea modelului pentru arcada antagonistâ - fig. 16.30. g, h i; se îndepărtează modelul din sistem - fig. 16.30.J; şi acesta se secționază cu o freză diamantată - fig.l6.30.k; se exprimă fracțiunile modelului secționat, fie manual - fig.16.30.1; fie cu ajutoml unei spatule bucale - fig.l6.30.rn; se obține astfel un acces excelent în zonele interproximale ale modelului, ceea dă posibilitatea unei modelări corecte şi în aceste regiuni.

16.1.5.4. MODELE REALIZATE PRIN DEPUNERE DE METALE PE CALE GALVANICĂ

Materialele uzuale utilizate pentru confecționarea modelelor (gipsurile, amalgamele, răşinile, cimenturile sau materiale compozite) prezintă modificări dimensionale mai mult sau mai puțin importante. De aceea, m tehnologia modelelor s-au încercat depunerile de metale (pe cale galvanică sau prin pulverizare). Modelele astfel realizate sunt de mare precizie şi posedă o rezistență mecanică deosebită.

A) Caracteristicile unui model obținut pe cale galvanică sunt următoarele: fîdelitatea excepțională, duritate mare, stabilitate volumetrică (coeficient de contracție 0,2-0,3%) şi absența fenomenelor de îmbătrânire.

B) Principiul metodei se bazează pe depunerea electroliticâ pe pereții amprentei a unui strat metalic (0,5-1 mm) de cupru, argint sau nichel. în funcție de vechimea şi starea băii galvanice, se aplică o tensiune între 2,8 şi 6 V şi o intensitate a curentului de aproximativ 10 mA.

Obținerea acestui tip de model necesitâ parcurgerea a trei faze:

a) pregătirea suprafețelor amprentei în vederea depunerii şi fixării straturilor de ioni metalici;

b) depunerea propriu-zisă a ionilor metalici;

c) definitivarea modelului prin aplicarea de gips dur m detaliile rămase libere ale amprentei.

Modelul obținut pe cale galvanică îşi găseşte utilizarea şi m realizarea MU pentru incmstații, coroane parțiale şi de înveliş, **PPF** şi rezolvări compozite.

a) Pregătirea amprentelor

In principiu, orice amprentă poate fi acoperită prin galvanoplastie cu un strat metalic cu excepția hidrocoloizilor şi polieterilor . Amprentele realizate din polisulfuri sunt compatibile numai cu ionii de Ag. în contact cu soluțiile electrolitice, amprentele cu polieteri suferă un proces de îmbibare, fenomenul limitând indicația acoperirii galvanice a acestor amprente. , Pregâtirea amprentei constâ m transformarea ei dintr-un element electrolitic indiferent într-un corp bun conducător de electricitate. Acest deziderat se obține prin mai multe metode:

• grafîtare şi/sau acoperire cu o pulbere pe bază de Ag, cu sau Fe;

• argintare (reducerea unei sări de Ag după un procedeu asemănător celor de obținere a oglinzilor de Ag);

• aplicarea unei suspensii de Ag coloidal (SILBERSPRAY sau GALVANOSPRAY-DETAX).

!n situația când amprenta se realizează cu ajutorul inelului de cupru, este necesară izolarea cu ceară sau lac a suprafeței exteme a acestuia. Se evită astfel depunerile metalice nedorite la nivelul acestei suprafete.

Dintre procedeele enumerate mai sus, cel mai exact este acoperirea cu o pulbere de Ag, Cu sau Fe, deoarece între suprafața amprentei şi stratul electro-depus nu se mai interpune nici un alt material. Cea mai indicată se pare că este pulberea de Ag.

b) Electrodepunerea propriu-zisâ a ionilor metalici

Pentru a înțelege mai bine fenomenul chimic al electrodepunerii, descriem şi ilustrăm galvanoplastia cu cupru (fig. 16.30.).

în mediu apos, sulfatul de cupru (CuS04) suferă procesul de disociatie electrolitică,

descompunându-se în ioni de cupru (Cu) şi ioni sulfat (S04).

La închiderea circuitului, ionii de Cu sunt atraşi de electrodul negativ (catod) reprezentat de amprentă, depunându-se pe suprafața acesteia. lonii sulfat sunt atraşi de electrodul pozitiv

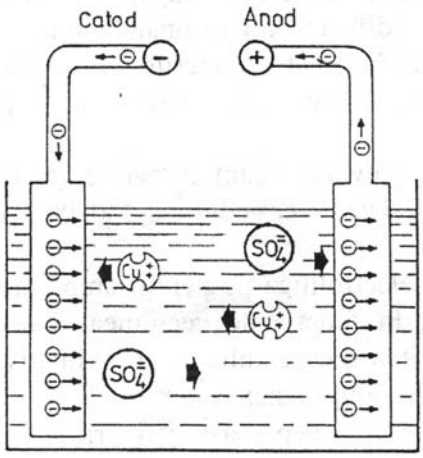


Fig. 16.30. Electrodepunerea de Cu prin galvanoplastie (schemâ)

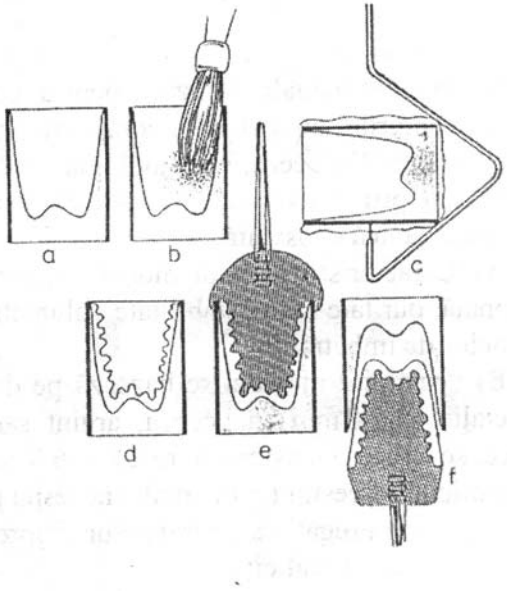


Fig. 16. 31. Etapele galvanoplastiei: amprenta (a); grafitarea (b); izolarea şi legarea de catod (c); amprenta după electrodepunere (d); turnarea bontului mobil (e); demularea amprentei (f).

(anod), constituit dintr-o placâ de Cu. Anodul emîte permanent ioni de cupru, care se vor combina cu ionii sulfat, refăcând sulfatul de cupru. Acesta trece în soluție, suferind ulterior procesul de disociație electrolitică, asigurând astfel continuitatea procesului.

Tehnica de lucru cuprinde următoarele etape:

• Pregătirea şi controlul stării de funcționare a băii galvanice şi prepararea soluției electrolitice. Soluția diferă m funcție de metalul preferat pentru obținerea modelului. Dacâ se alege cuprul atunci electrolitul va fi un amestec de sulfat de cupru şi acid sulfuric. Redăm mai jos formula recomandată de Dermann, care are însă o capacitate de dispersie destul de redusă:

CuS04-5H20 156 g H2S04
42 g H20(distilată) 600 ml

Prezentâm compoziția şi condițiile de utilizare a-câtorva băi electrolitice care pot fi utilizate m laboratoarele noastre de tehnică dentară.

A. Bâi clasice
Preargintare (20 C)
Cianură de argint 5 g-l"[1]
Cianură de potasiu 100 g-l'[1]
Anod de inox
Densitate de curent 1 A-dm'[2] sau 10 mA-cm'[2]
Argintare (baie standard, 20-25 C)
Cianură de argint 30 g-l'[1]
Cianură de potasiu 50 g-1"'
Carbonat de potasiu 45 g-1"[1]
Hidroxid de potasiu 3 g-1"'
Densitatea curentului 0,5 A-dm'[2]
Agenți de adiție
l,4Butandiol2,5g-l'[1]
Alcool propargilic 3 g-l'[1]
Baia Philipps
Sulfat de cupru 225 g-l'[1]
Acid sulfuric 55° Baume 50 cm[3]-!'[1]
Etano 20 cm[3]-!'
Densitatea curentului 1 A-dm'[2]
Agenți de adiție
2-6, 2'-7 Acid Naftalendisulfonic 0,5 g-r'
Tiouree 0,005 g-1'[1]
TribenzilaminăO,! g-l'[1]

B. Bâi moderne

Baia cu pirofosfat de cupru (formulă standard)
(50-60 C şi pH 8,2-8,7) ... ,
Pirofosfat de cuprU 80-100 g-F[1]
Pirofosfat de potasiu 200-250 g-l"
Amoniac 2 g-r'
Azotat de amoniu 10 g-l'[1]
Oxalat de amoniu 15 g-r'
Densitatea curentului până la 6 A-dm'[2]
Baia Kindrick (nichelaj) 60 C, pH 4
Sulfamat de nichel hidratat 600 gT'
Clorură de nichel hidratată 5 g-1"[1]
Acid boric 40 gT'
Densitatea curentului până la 50 A-dm'[2]
0 agitare viguroasă este indispensabilă.

• Izolarea suprafețelor metalice ale portamprentei (sau a feței exteme ainelului de cupru) (fig. 16.31.).

• Legarea amprentei la catod (-) şi a plăcuței de metal (Cu, Ag, Ni) la anod (+).

• Introducerea în baia galvanică a soluției electrolitice.

• Conectarea băii electrolitice la sursa de curent deschisă anterior, cu recomandarea ca în primele 30 minute intensitatea curentului pe cm^2 (densitatea de curent) să fie redusă;

• Procesul de depunere a ionilor metalici se desfaşoară timp de 4-12 h;

• In ultimele două ore se creşte tensiunea curentului la 4V (maximum 6V) pentru a obține în fmal o depunere mgoasă necesară retenționării materialului de completare (gipsuri dure, răşini epoxidice etc.),

• La sfârşitul timpului de lucru, după întreruperea prealabilă a sursei de curent, portampren ta cu amprenta se scoate din baie şi se verifică;

c) In amprentâ se depune unul din materialele de completare a modelului, acesta realizându-se de obicei cu bonturi mobilizabile, prin unul din procedeele descrise anterior.

16.1.5.5. MODELE REALIZATE PRIN DEFUNERE DE ALIAJE PULVERIZATE SISTEMUL METALLOMAT

A) **Principiul metodei** constă în pulverizarea unui aliaj uşor fiizibil (compus din bismut, zinc, argint şi plumb) cu interval de topire între 138-300 °C. Pulverizarea se face cu ajutorul unui pistol direct pe suprafața amprentei. La noi în țară, ca aliaj uşor fuzibil, mai cunoscut este **melotul.**

Modelele obținute prin această tehnică, (lansată în anul 1978) prezintâ o stabilitate volumetrică inferioară celor realizate pe cale galvanică. De asemenea, rezistența la abrazie este mai mică decât a modelelor galvanoplastice sau a celor confecționate din rășini epoxidice.

B) Indicații: în timp ce **Korber** şi **Ludwig** indicau sistemul METALLOMAT pentm metalizarea tuturor amprentelor elastice (hidrocoloizi ireversibili şi toată gama de elastomeri), Landez consideră că amprentele luate cu hidrocoloizi nu beneficiază de această tehnică.

Sunt contraindicate amprentele cu mase termoplastice (chiar şi cele rigid-elastice m care componenta rigidă este o masă termoplasticâ), deoarece temperatura aliajului pulverizat poate antrena deformări ale materialului.

C) Tehnica de lucru.

• Amprenta se spală şi se usucă, indiferent de materialul de confecționare. Amprentele realizate din polieteri trebuie încălzite înainte de a fi acoperite cu metal (în incinta aparatului). Pereții reci reprezintă obstacole la scurgerea perlelor metalice m cele mai fine detalii ale amprentei.

• Se încălzeşte aliajul uşor fuzibil (pe bază de zinc şi bismut) până la 300 °C, după care acesta este pulverizat asupra amprentei cu ajutorul unui „pistoP', parte integrantă a aparatului METALLOMAT. Procesul are loc într-un compartiment închis al aparatului, prevăzut cu două orificii (pentru mâinile operatomluj) şi o vizetă. Operațiunea durează câteva minute până când stratul de metal atinge grosimea de circa 1 mm. în final, amprenta se umple cu materialul de completare, care poate fi un gips dur sau un polimer.

16.1.5.6. MODELE DE LUCRU CU BONTURI MOBILIZABILE ŞI CAPE DE TRANSFER

Uneori, amprentarea concomitentă a mai multor preparații nu este satisfacătoare pentru obținerea unui model suficient de exact. în asemenea cazuri se indică utilizarea capelor de transfer (COPINGS) care se confecționează pe modelul obținut în urma acestei prime amprentări.

Capele de transfer (COPINGS-urile) pot fi din metal (CAVEX) sau polimeri PALAVIT (fig. 16.32.).

Capele de transfer prezintă o fenestrare ocluzo(incizo) - vestibulară, care asigură posibilitatea de verificare a adaptării capei pe câmpul protetic. Pe suprafețele externe ale capelor se realizează retenții (fig. 16.32.a şi b.) în care pătmnde materialul de amprentă. Capele de transfer se inserâ pe câmpul protetic, apoi se ia o supraamprentă pe baza căreia se toarnâ un model deosebit de fîdel.

Capele de transfer sunt utile pentru:

• realizarea unor amprente de situație fidele;

• controlul sau stabilirea relațiilor intermaxilare la nivelul ocluzal;

• controlul exactității modelelor înainte de confecționarea protezelor unidentare sau a punților.

Capele de transfer nu trebuie să modifice relația de ocluzie şi nici să sufere deformări de-a lungul diferitelor etape de lucru. Capele dm polimeri sunt mai ieftine, dar pentru a nu se deforma, pereții capei necesită o anumită grosime. Când grosimea pereților în zona cervicalâ devine un impediment se apelează la capele de transfer metalice (fig. 16.33.b).

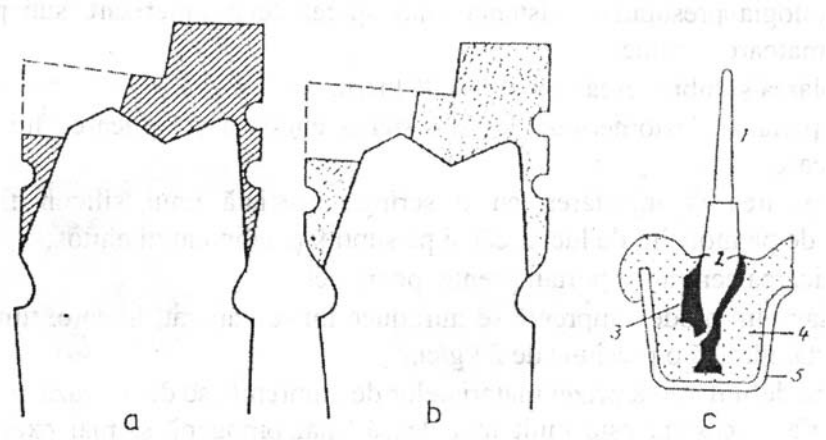


Fig. 16.33. Cape de transfer: cape din argint (a); cape din polimeri (b); bont mobilizabil şi capa de transfer (c); pin - tijă de condiicere^f); bont individual (2), capă de transter (3); material de amprentă (4); lingură (5).

16.1.6. MODELELE DUPLICAT ÎN TEHNOLOGIA PROTEZELOR FIXE

^In cursul confecţionării protezelor fixe apare frecvent necesitatea confecţionării unul model duplicat. Tehnologia clasică şi avantajele acestor modele din mase de ambalat sunt cunoscute. în ultimul deceniu au intervenit foarte multe schimbări în tehnologia duplicârii modelelor. Nu este locul sâ le descriem. Vom aminti doar o nouă indicaţie a duplicării: obţinerea unor modele de tip special din materiale extrem de dure.

16.1.6.1. MODELE SPECIALE DIN MATERIALE EXTREM DE DURE

Scopul final al acestui tip de duplicare este realizarea unor modele identice cu cele de lucru, dar confecţionate din materiale cu o rezistenţă şi densitate mult superioare modelului iniţial. Deoarece modelul de lucru nu se poate tuma sub presiune datorită structurii şi proprietăţilor materialelor de amprentă utilizate m clinică, devine necesară obţinerea unei amprente cu proprietăţi speciale care să corespundă condiţiilor de tumare a acestor modele. Aşadar, succesul metodei depinde în mare măsură de calităţile amprentei duplicatoare.

Până în anii '80, m laboratoarele dentare, amprentele duplicatoare se realizau doar din **hidrocoloizi reversibili** sau **elastomeri de sinteză.** Deoarece aceste amprente se confecţionează m afara cavităţii bucale (în alte condiţii de temperatură şi umiditate) pot apare modificări ale fîdelităţii de redare şi frecvent incluziuni de aer.

Pentru a elimina aceste inconveniente Morin, Valentin şi Dauriac au propus o metodă nouă, ce constâ m polimerizarea sub presiune a elastomerilor de sinteză care amprentează modelul de lucru.

Tehnologia presupune existența unui aparat de polimerizare sub presiune. Etapele se succed în următoarea ordine:

• izolarea şi lubrefierea modelului de lucru;

• prepararea elastomemlui de consistență chitoasă şi aplicarea lui într-o portamprentă corespunzătoare;

• prepararea şi injectarea cu o seringă specială unui silicon fluid atât la nivelul preparațiilor de pe modelul de lucru, cât şi pe suprafața siliconului chitos;

• aplicarea centrată a portamprentei pe model;

• ansamblul model/amprentă se introduce într-un aparat, m care, timp de 6-7 minute, se aplică pe portamprentă o presiune de 2 kg/cm^2;

• după definitivarea prizei materialelor de amprentâ, se demulează amprenta.

Suprafața acesteia este mult mai densâ, mai omogenă şi mai exactă decât cea a unei amprente similare realizată m cavitatea bucalâ.

în fond, tehnica de amprentare descrisă este similara cu tehnica amprentei dublului amestec din cabinet. Ulterior, pe baza acestei amprente se pot obține modele exacte şi extrem de dure, prin diferite tehnologii (electrodepunere de metale, injectare de răşini epoxi poliuretani).

Recent, Coupe şi Martin au descris o tehnică de realizare a modelelor duplicat, pe baza unor amprente luate cu hidrocoloizi ireversibili. Tehnica foloseşte rezultatele lui MORIN, VALENTIN, DAURIAC şi observațiile referitoare la precizia mare a alginatelor şi gipsurilor vibrospatulate. Metoda este indicată m duplicarea oricăror modele de lucru. Se preferă hidrocoloizii ireversibili, deoarece cei reversibili necesită o tehnologie mai complicate şi pot altera suprafața materialului din care se confecționează modelul. Tehnica se derulează astfel:

• Se derentivizează modelul de lucru;

• Se izolează modelul de lucru prin imersie timp de 2-3 minute într-un bol cu apă şi se lubrefiază;

• Alegerea unei portamprente, de preferință metalică cu perforații;

• Vibromalaxarea alginatului predozat, aplicarea pe model a portamprentei încărcate cu materialul de amprentare;

• Introducerea într-un aparat (de polimerizare) la o presiune de 2,5 kg/cm , pe durata gelificării (care se realizează fără sursă de căldură şi în absența apei). După priza alginatului se menține încă patru minute pentru defmitivarea reacției de priză;

• Dezinserția amprentei;

• Confecționarea modelului (modelelor) duplicat din gips extradur vibrospatulat sau preparat cu vacuum-malaxorul (R-MIX), procedeu care contribuie decisiv la creşterea durității modelului.

Amintim ;şi sistemul CPS al firmei DENTONA, care apelează la o serie de materiale specifice (de ambalat, duplicat şi tumat).

16.1.7. HIGH-TECH, UN SISTEM DE MODEL DE LUCRU ŞI MODEL DUPLICAT

Elmar Rath, autorul sistemului **HIGH-Tech,** a utilizat pentru concepția acestuia proiectarea asistată pe calculator.

HIGH-Tech este un sistem foarte uşor de aplicat, funcțional, simplu, robust şi

economicos în ceea ce priveşte consumul de materiale (gipsuri, mase de ambalat etc). A fost lansatîn 1990.

Sistemul **HIGH-Tech** se compune dintr-o **placâ de poziţionare cu inele de lîxare, o placă de lucru şi una de duplicare.** (fig. 16.34.a şi b)

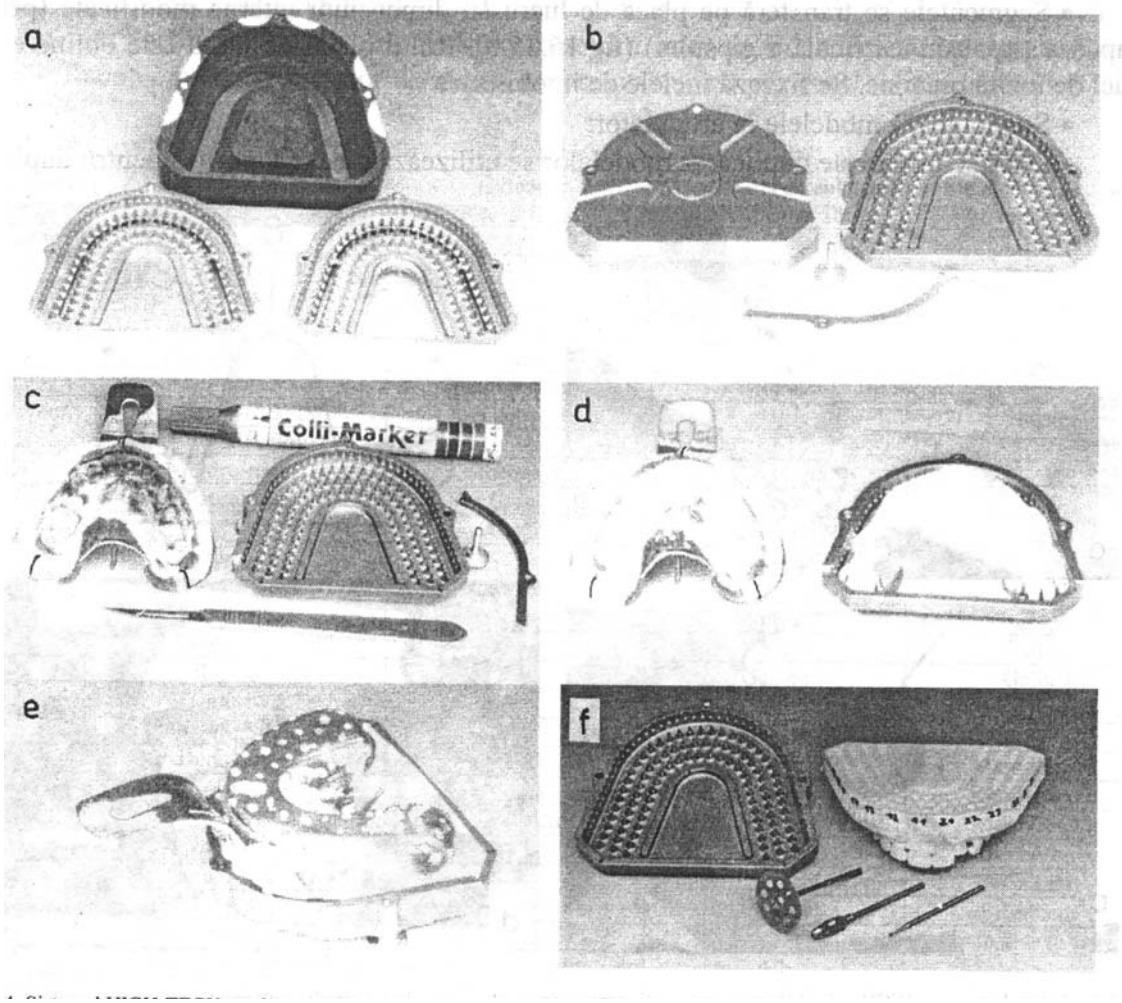


Fig.16.34. Sistemul HIGH-TECH:pârti componente şi primele etape de lucru: placa de poziţionare cu inelele de fixare (a); placa de lucru şi placa de duplicare (b); marcarea pe amprentă a frenului şi a spaţiilor retromolare (c); turnarea materialelor din care se confecţioneaza modelul în amprentâ şi placa de bază (d); centrarea amprentei în placa de bază, respectând marcajele (e); numerotarea segmentelor (t).

16.1.7.1. ETAPE DE LUCRU

• Igienizarea şi degresarea amprentei;
• Marcarea pe amprentă a frenului labial, respectiv a spaţiului retromolar sau tuberculuı piriform (fig. 16.34. c);
• Vacuum-malaxarea pastei de gips (80-150 g m funcţie de amprentă) sau a unor materiale compozite (tip râşină epoxi) şi tumarea lor în amprentâ şi în placa de bază (fig.l6.34.d);
• Centrarea amprentei fată de placa de bază în functie de marcajele facute pe amprentă (fig.l6.34.e);

• După priza materialului se demulează amprenta, se desprinde modelul din placa de bază şi se numerotează fiecare segment (fig.l6.34.f);

• Cu un disc diamantat se sectionează modelul pomind dinspre baza soclului (fig.l6.35.a);

• Segmentele se transferă pe placa de lucru cu dimensiuni interne modificate (pentru a compensa expansiunea finală a gipsului) (fig.l6.35.b). Rolul plăcii de lucm este obținerea unui model de înaltă precizie. Se fixează inelele de imobilizare ;

• Se montează modelele în articulator;

• Dacă se urmăreşte duplicarea modelelor se utilizează placa (suportul) pentru duplicare.

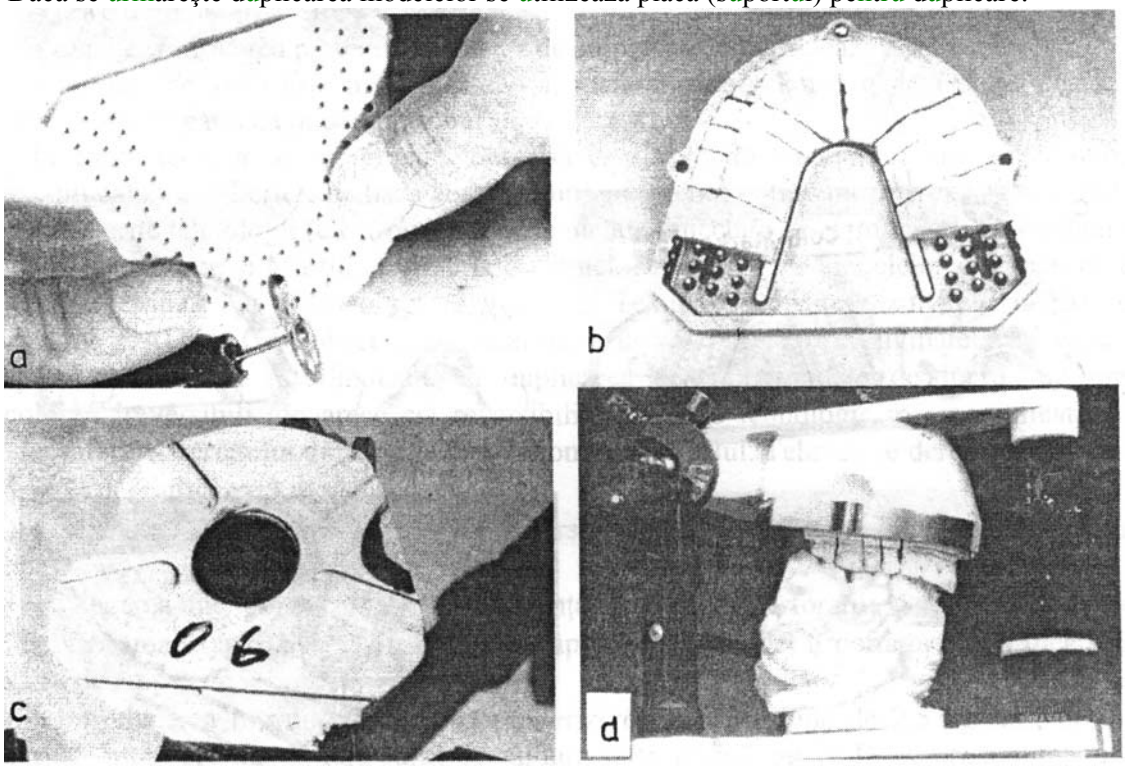


Fig. 16.35. Etape de lucru cu HIGH-TECH (continuare): secționarea segmentelor cu un disc diamantat (a); poziționarea segmentelor în placa de lucru (b); placa de bază poate fi utilizată la confecționarea SPLlT-CAST-ului necesar montării model

16.1.8. INFLUENȚA CULORII MODELULUI ASUPRA CULORII RESTAURĂRILOR CORONARE

Aprecierea culorii restaurărilor coronare, precum şi corectarea acesteia se fac m contextul vizualizării sub influențele date de culoarea modelului, dar şi a mediului înconjurător. Astfel o nuanță A3 va fi percepută ca fiind mai închisă sau mai deschisă, în funcție de influențele amintite, percepția eronată putând duce la „corecturi" de culoare cu efecte mai mult sau mai puțin negative asupra aspectului estetic final al restaurării în cavitatea bucală.

Percepția intensității sau a luminozității unei nuanțe precum şi modificările acesteia se •ealizează prin schimbări intemeuronale complexe, la nivelul sistemului nervos central al)mului. Culoarea dentară reală se suprapune culorii complementare a modelului, percepția finală iind o culoare combinată. S-a trecut, astfel, la efectuarea unor teste cu **CMMC,** fiind utilizată ;eramică VINTAGE HALO (Shofu) - THE BEST, cu nuanțele A2 , D2, *€2* arsă pe cape din aur ;i nuanțe mai închise, As^, Ds, €4 arsă pe cape din aliaj de Pd. Cercetările comparative în lirecția influenței culorii gipsurilor de model asupra resaturării protetice sunt redate m tabelul de naijos:

Producâtor	Gips	Culoare	Modificări de culoare pe cape din aur	Modificari de culoare pecape din Pd
Dentona	Dento-rock 280	Alb	Gri - bej	Bej
GC	Fujirock EP	Alb	Gri - bej	Bej
GC	Fujirock EP	Pastel	Gri - bej	Bej
Dentona	Esthetic - base 300	Vanilie	Maro - bej	Bej
Dentona	Esthetic - base 300	Fildeş	Maro - bej	Bej
Dentona	Sockel-plaster GT 160	Galben-lămâi	Murdar	Bej
Dentona	dento-rock 280	Galben	Gri	Murdar
Heraeus Kulzer	OCTA flow	Galben	Gri	MLirdar
Dentona	Hydro-rock 270	Galben închis	Gri verde	Gri verde
Dentona	Esthetic-base300	Caisâ	Gri deschis	Gri
Heraeus Kulzer	OCTA-RE	Caisă	Gri deschis	Gri
Dentona	Hydro-rock 270	Crem	Alb vechi	Neutru
GC	Fujirock EP	Maro-auriu	Alb vechi	Bej
Dentona	Esthetic - base 300	Maro-auriu	Alb vechi	Bej
Dentona	Dento-stone 180	Maro	Neutru	Galben
Whip Mix	Resin - rock	Gri	Galben	Galben
Dentona	Dento-rock 280	Gri	Galben	Galben
Heraeus Kulzer	OCTS StoneNF	Gri	Galben	Galben
Dentona	Dento-rock 280	Verde	Bej	Maro-deschis
Dentona	Hydro-rock 180 stone	Mentă	Bej	Maro-deschis
Dentona	GT160	Verde petrol	Bej	Maro-deschis
Dentona	Hydro-stone 180	Piersică	Alb vechi	Galben-olive
Dentona	Dento-stone 180	Roz	Alb vechi	Galben
Dentona	Sockel - plaster GT 180	Roşu gingival	Alb vechi	Galben
Dentona	Blue - base sympathico	Albastru deschis	Alb	Alb mai deschis
Dentona	Blue - base sympathico	Albastru mediu	Alb	Alb mai deschis
Dentona	Blue - base sympathico	Albastru intens	Alb	Alb mai deschis
Dentona	Sockel - plaster GT 160	Albastru regal	Alb	Alb mai deschis
Dentona	Sockel - plaster	Albastru	Alb	Alb mai deschis
Heraeus Kulzer	OCTA-flow	Albastru azuriu	Alb	Alb mai deschis
Whip Mix	Resin Rock	albastru	Alb	Alb mai deschis

16.1.9. MODEL INTEGRAL DE LUCRU PENTRU PROTEZE FIXE

Metoda tradițională de elaborare a modelelor de lucru pentru proteze fîxe conservă o erie de informații de ordin protetic: volumul dinților preparați, raportul cu dinții vecini, recizarea limitelor preparației şi facilitățile de acces la aceste limite m timpul etapelor de lefuire şi finisare a lucrărilor. Aceste informații sunt obținute datorită:

• fracționării modelului (Pindex, Zeiser, Accu-Trac, Di-Lock) care permite individualizarea fiecărui suport dentar al lucrării, realizând un model unitar (MU). Acesta este mobilizabil, putând fi repus foarte precis la locul său pe modelul de lucru;

• şlefuirea fiecărui MU care constă în eliminarea prin frezare pentm reproducerea țesutului gingival înjurul limitelor cervicale.

Fracționarea şi şlefuirea stau la originea pierderilor de informații parodontale foarte importante, cum ar fi:

• distrucția gingiei interdentare;
• distrucția raporturilor existente între linia terminală a preparației şi gingia marginalâ;
• pierderi ale formei crestelor edentate (în particular pentm punțile implantare);
• subconturări sau supraconturări cervicale, aproximâri ale profilului de emergență;
• dificultăți de dimensionare ale ambrazurilor proximale ale dinților stâlpi. La acestea se adaugă şi consecințele nefaste din punct de vedere estetic:
• dificultăți de situare a limitei cervicale a capei în functie de incidența luminii în raport cu parodonțiul marginal;
• modificări ale aprecierii umbrelor din cauza fracționării şi şlefuirii;
• greşeli de apreciere a profilului de emergență;
; . • modelaj eronat a formelor din cauza percepției vizuale perturbate de liniile verticale ale fracționării.

Pe modelele de lucru ale **RPF,** simularea gingivală a fost m mod curios ignorată, înaintea sosirii pe piață a unor noi materiale de amprentă.

j Amprenta se ia cu materiale de tipul siliconilor cu reacție de adiție (de exemplu Gimask-Coltene, Gingifast-Zhermack) sau polieteri (de exemplu, Vestogum-ESPE). Avantajele acestor materiale sunt numeroase şi permit rezolvarea unor pârți din problemele datorate pierderii de informații parodontale evocate mai sus. Inconvenientul lor major rezidâ în faptul că gingia marginală, datorită deformabilității sale este, m general, supradimensionatâ.

Modelul de lucru integral propus răspunde următoarelor cerințe:

• conservarea m totalitate a informațiilor parodontale şi de ordin estetic;
• permite realizarea de machete şi de lucrări protetice pe **MU** mobilizabile conform tehnicilor clasice;
• face apel la materiale şi tehnici obişnuite pentru laboratorul de tehnică dentară. Acest model se prezintă în trei etaje: primul prezintă **informații de ordin parodontal,** al doilea este constituit din **elemente strict protetice.** Situația din cavitatea bucală, astfel reprodusă, oferă toate garanțiile unei reuşite depline. Un al treilea etaj este constituit dintr-un **soclu dublu,** care permite eventualele controale de ordin ocluzal şi odontologic, demontarea şi remontarea foarte uşoară a modelului de lucru în articulator. Acest model a fost imaginat şi creat de Michel Moinard.

Materiale necesare:

• vacuum malaxor;
• vibrator-măsuță vibratoare;
• soclator;
• generator de vapori;
• sistem Pindex;
• lupă biocularâ; .
• gips tixotropic (Fuji Rock-GC, Hydrastone-Flamarc);
• ceară Disclosing Wax-Kerr;
• cianoacrilat-Renfert;

- tije de repoziționare PX 112, 114, 115 cu teacă albă;
- freze de şlefuit diamantate-sferice;
- freze Komet H 79 E040;
- spray izolant pentm gips. **Precauții**

Pentru realizarea acestei tehnici care presupune două turnâri ale amprentei, se exploatează doar amprentele cu siliconi de adiție (Vinilpolisiloxani) şi cu polieteri (Impregum-ESPE). Sunt excluse, astfel, amprentele în alginat şi hidrocoloizi reversibili.

Prima turnare a amprentei se face astfel încât să se obțină un mic soclu de gips. După ce gipsul a facut priză (în jur de 30 de minute), modelul este demulat şi şlefuit la soclator, ceea ce permite reglarea înălțimii soclului la aproximativ 8-10 mm plecând de la nivelul dinților. Modelului astfel obținut i se aplică apoi pinurile conform procedeului Pindex la nivelul fiecărui stâlp protetic, precum şi dinților adiacenți stâlpilor.

Modelul se secționează pentru individualizarea fiecărui dinte stâlp şi pentru fiecare dinte idiacent. Tijele de repoziționare sunt lipite pentru fiecare stâlp şi pentru dinții adiacenți. Aceste **MU** sunt preparate axial pentru realizarea unor rădâcini false de formă conică.

Pentru MU al dinților stâlpi se realizează cu freza sferică diamantată (diametrul de 3-4 'nm) o ştrangulare la nivelul limitelor preparațiilor sau mai apical, dacă amprenta permite itingerea şanțului gingival. Această operație se aseamănă cu un şlefuit clasic, dar se limitează la 3 ştrangulare regulată. MU ale dinților adiacenți sunt reduse m mod precis până la limita ;ervicalâ a coroanelor clinice evidențiate în amprentă. Toate **MU** sunt repoziționate în amprentâ îentru a verifica adaptarea lor perfectă. în această etapâ se mai pot face diverse retuşuri. >trangularea **MU** este umplută în exces cu ceară Disclosing Wax-KERR. Se realizează astfel o nnplere a contra-spațiului creat de ştrangulare, dar se realizează şi o amortizare la nivelul ietaliilor foarte fine ale gingiei marginale.

Tijele de repoziționare a fiecărui MU sunt prevâzute cu o teacă albă a cărei retenție este)lasată m partea falsei rădăcini. Pe fiecare **MU** se aplică o picătură de cianoacrilat, pe toată luprafața bontului, înainte de a fî repoziționată foarte fix în amprentă. Cianoacrilatul mobilizează perfect MU-ul m amprentâ şi întăreşte suprafața bontului.

A doua turnare a amprentei cu **MU** în poziție este realizatâ în condiții obişnuite. Se oamă o grosime suficientă de gips, lăsând să proemine doar tocul tijelor de repoziționare. După eacția de priză a gipsului (30 de minute) modelul este demulat. Acesta este apoi spălat cu ^apori, în particular la nivelul limitelor preparațiilor dentare, pentru eliminarea cerii Disclosing Vax. Se pune astfel m evidență şanțul gingival m mod clar, m jurul bonturilor şi sub gingia nargmală. Trebuie controlat cu lupa binoculară dacă şanțul gingival este perfect liber şi dacâ aanevrarea nu a dus la fracturarea gingiei marginale sau interdentare reprodusă în gips. MU ale linților preparați şi ale dinților adiacenți sunt îndepărtate de pe model, acesta fiind şlefuit la oclator pentru a permite atașarea unui soclu cu bază dublâ. Acest model este apoi trecut istemului Pindex pentru a i se instala trei tije de repoziționare PX 112 cu teacă: două în regiunea istală şi una în regiunea anterioară, având amplasări care nu modifică orificiile diferitelor tije reexistente m MU. **MU** sunt înlocuite pe model înaintea realizării soclului primei baze rmonizate (Split Fix), Ansamblul este foarte precis şi nu permite nici o mobilitate în nici un lan.

Modelul integral se prezintă ca un sistem cu trei nivele:

- MU ale bonturilor şi dinții adiacenți sunt mobilizați de pe modelul reprezentând nsamblul gingivo-dentar, fără nici o linie de fierăstrău vizibilă, fară ca şlefuitul să perturbe iproducerea parodonțiului marginal.

• acest model dento-parodontal este angrenat global pe un soclu care constituie una dintre cele două baze armonizate.

• soclul este repoziționabil precis pe a doua bază armonizată. **Avantajele metodei**

în laborator restaurarea morfologiei dentare cu machete din ceară este mult facilitată şi amelioratâ grație mai multor cauze:

• modelul integral reproduce în totalitate arcada fară distrucțiile legate de fracționare şi şlefuire; aprecierea vizualâ a volumelor protetice care sunt mult mai aproape de realitatea clinică

• prezența gingiei marginale m gips este un ghid prețios pentru elaborarea profilului de emergență al machetelor sau lucrărilor care m acest fel nu pot fi supraconturate;

• menținerea gingiei interdentare şi absența supraconturârii cervicale permite reglarea precisă a morfologiei ambrazurilor şi deci a tuturor zonelor axiale.

în situația unei amprente m silicon, acesta nu permite decât cel mult controlul lucrării; rezilienta şi supradimensionarea siliconului sunt factori de imprecizie m zona marginală. In fine, trebuie semnalat că este posibilă realizarea tuturor elementelor unei proteze pe acelaşi model delucru.

Concluzii

Respectarea volumelor parodontale reproduse în gips sunt date prețioase, dar constituie constrângeri necruțătoare care necesită o măiestrie în derularea etapelor clinice care permite obținerea **modelului integral.**

Preparările dinților stâlpi sunt facute cu mare minuțiozitate la nivelul parodonțiului marginal şi al gingiei interdentare.

Examenul parodontal protetic nu poate fi omis sau aproximat.

Accesul la limitele preparațiilor intrasulculare trebuie sâ permitâ o amprentă de calitate care să prezinte o bunâ vizibilitate a acestora.

Recurgerea la proteze provizorii se impune constant.

Exigențele următoare, care sunt foarte frecvent subestimate, permit garantarea unei adaptări cvasiperfecte a lucrărilor în cavitatea bucală:

• respectarea parodonțiului marginal şi precizia de adaptare cervicală sunt evidente;

• gingia interdentară este respectată, nu comprimată;

• contactele interdentare sunt foarte bine reproduse;

• imperativul estetic (volum, umbre, incidența luminii) sunt mai bine luate în considerare şi favorizează elaborarea protezelor metalo-ceramice adaptate mai bine pentru fiecare caz m parte. Reamintim că acest protocol nu este aplicabil pentru amprentele luate m hidrocoloizi.

16.1.10. SFATURI CU PRIVIRE LA MODELELE TRADITIONALE

Tehnologia modelelor s-a perfecționat, materialele diversificându-se mult în ultimele două decenii

• **Tehnologia şi materialele noi** necesită **dotări speciale** costisitoare, dar care pertnit realizarea unor proteze mult mai exacte;

• **Indiferent de tehnologia şi materialele folosite, între câmpul protetic şi model vor exista anumite diferenţe.** Cauzele sunt reprezentate de modificările volumetrice ale materialelor (de amprentâ şi model), care apar în cursul prizei, depozitării şi a diferenţelor de temperatură la care se manipulează. Acestea nu pot fi eliminate ci doar diminuate, prin realizarea unor sinergisme între cele două tipuri de materiale şi între acestea şi tehnicile de lucru.

• La ora actuală, **modelele care oferă posibilitatea mobilizârii bonturilor au câştigat mult teren,** existând tehnologii perfecţionate care pretind utilizarea asociată a unor **materiale deosebit de dure** (gipsuri extradure sau materiale compozite).

• **La modelele cu bonturi mobilizabile, expansiunea de priză a soclului** poate determina modifîcări de poziţie prin bascularea bonturilor. Aceste efecte nedorite se pot reduce prin micşorarea expansiunii soclului şi a stabilizării modelului propriu-zis astfel:

• **confecţionarea atât a modelului propriu-zis, cât şi a soclului din acclaşi material** (pentru ca diferenţa de expansiune să dispară sau să fie minimă);

• **modelul** astfel realizat **nu se utilizează minimum 24 de ore;**

• **este de dorit utilizarea cu predilecţie a pinurilor duble cu teacă;**

• Chiar şi la sistemele modeme (ACCU-TRAC sau HIGH-TECH) la care soclul se toamă m plăci dure de poziţionare, pot apare în model tensiuni inteme datorită expansiunii materialului din care acesta se confecţioneazâ. Este posibilă şi aici apariţia unor malpoziţii ale bonturilor mobile.

• în tehnologiile modeme este de preferat ca:

• atât gipsurile, cât şi alte materiale să fie **malaxate în vacuum şi turnate sub vibrare;**

• când nu se procedează astfel şi materialele se **malaxează manual** în boluri, **apar fenomene de sedimentare cu alterarea straturilor superioare,** prin acumulare de apă la aceste nivele;

• pentru a diminua deteriorarea straturilor superficiale (ocluzale) ale bonturilor, amprenta nu se va separa de model decât după priza finală a materialului din care se confecţionează modelul.

• Cu cât modelul realizat dintr-un gips dur se **depozitează mai mult la temperatura camerei, cu atât îi sporesc proprietăţile de rezistenţă** (valori maxime m acest sens se obţin după şapte zile la o temperatură de 23°C şi umiditate ambiantă de 50%).

• **Inainte** de tumarea modelului, orice amprentă luată cu un material elastic trebuie uscată.

16.2. MODELUL AUXILIAR

Cine poate rezista unui zâmbet fermecător? 0 disciplinâ mai nouă, cea de **Estetică dentarâ,** dezvoltă cercetări în această direcţie. Tehnica pe care o vom aminti are rădăcini în

sistemul Kalco (pentru reproducerea fantei labiale în protezarea totală) şi în tehnicile simplificate de obținere a epitezelor.

Obținerea aspectului fantei labiale are un rol determinant în refacerea protetică dm zona frontală. Informațiile legate de gradul de vizibilitate a frontalilor în poziție relaxată a buzelor sau gradul de dezgolire realizat de acestea în timpul unui surâs sunt foarte importante în obținerea unui rezultat estetic cât mai natural şi în protetica fixă.

Această „modă" adoptată de unele laboratoare dentare de performanță, devine o rutină pe măsură ce pacienții prezintă doleanțe estetice din ce în ce mai ridicate.

Tehnica presupune obținerea, m general, din silicon de condensare, a modelului buzelor şi deschiderea fantei labiale m timpul surâsului. Peste acest model al buzelor se aplică rujul şi/sau creionul de contur folosit uzual de pacient/pacientă. Acest model auxiliar se foloseşte împreună cu modelele arcadelor dentare, facilitând obținerea unor forme şi nuanțe optime pentru protezele fixe dm zona frontalâ la fiecare caz în parte.

Ca altemativă la modelele tumate amintite, există şi variante computerizate ale modelelor buzelor şi fantei labiale ce permit o vizualizare tridimensionalâ a viitoarelor lucrări protetice în cavitatea bucală virtuală, cu posibilitatea testărilor gradelor de vizibilitate, iluminare şi culoare a acestora.

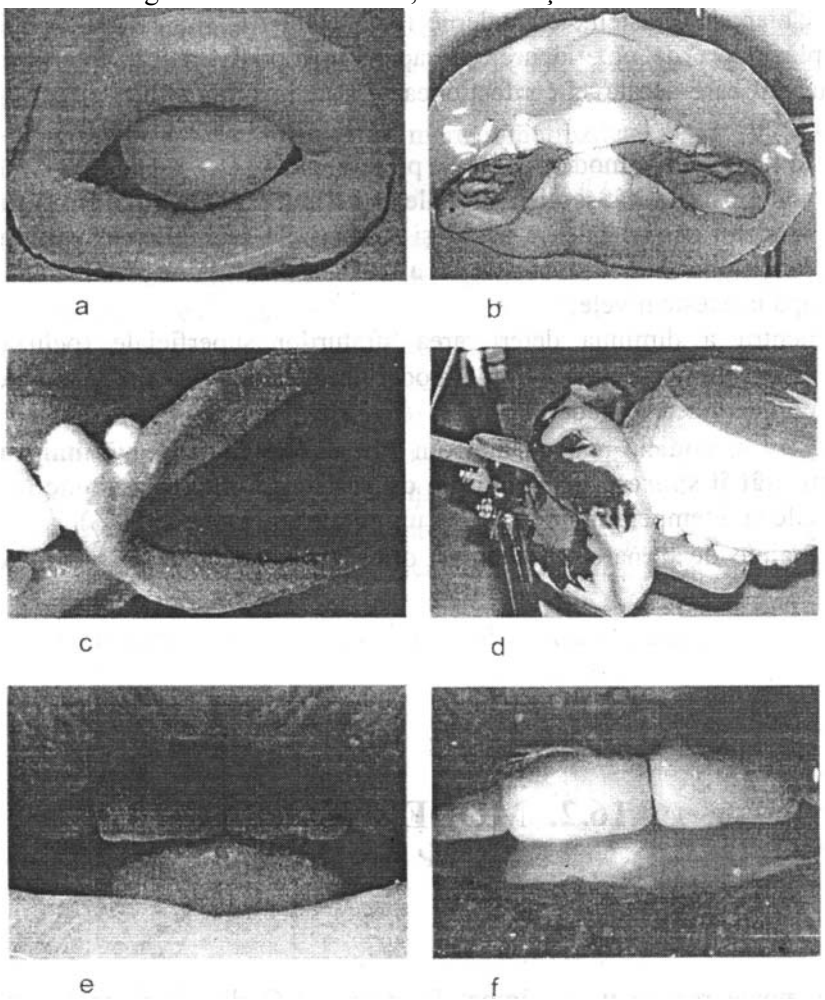


Fig. 16.36. Modelul auxiliarmodelul fantelor şi a limbii în timpul excursiei anterioare a ultimei (a); amprenta zonei frontale împreună cu cheia de ocluzie interdentarâ (b); modelul superior poziționat pe cheia de ocluzie (c); controlul modelului fantelor - normă medio-sagitală (d); aspectul zonei frontale pe modelul auxiliar în laborator (e); aspectul zonei frontale in vivo (f).

16.3. MODELUL VIRTUAL (NUMERIC)

Computerul este, la ora actuală, bine implantat în stomatologie. Multe domenii şi procedee tradiţionale au corespondenţă m stomatologia computerizatâ. Modelul nu putea râmâne m afara acestora. Implicarea computerului m elaborarea modelelor se materializeazâ la ora actuală m următoarele aplicaţii:

• Scanarea modelelor obţinute în urma unei amprente convenţionale;
• Obţinerea unui model virtual prin intermediul unei amprente opto-electronice.

Primele încercări de „computerizare" a modelului au fost legate de diverse programe care încercau să reproducă situaţia din cavitatea bucală cu ajutorul unor **scheme/grile** (ce fumizau informaţii despre dinţi: prezenţa sau lipsa lor de pe arcadă, indemni sau cu procese carioase, resturi radiculare etc.) care, ulterior au fost completate de posibilitatea de preluare şi stocare a diverse **imagini din cavitatea bucală** (initial aceste imagini erau fotografii scanate şi introduse m computer, pentru ca ulterior să se utilizeze pe scară tot mai largâ dispozitivele gen camere intraorale).

Primele scheme/grile au fost simple şi urmăreau redarea prin simboluri a dentaţiei pacientului. Ulterior, programele îmbunătăţite pun la dispoziţia utilizatomlui scheme bidimensionale ale fiecămi dinte (ultimele programe de acest gen fiind dotate cu reprezentări tridimensionale) pe care se pot reprezenta, conform unei legende, caracteristicile dentare ale dinţilor pacientului. Cu cât computeml/programul este mai performant, cu atât paleta de forme şi culori este mai extinsă.

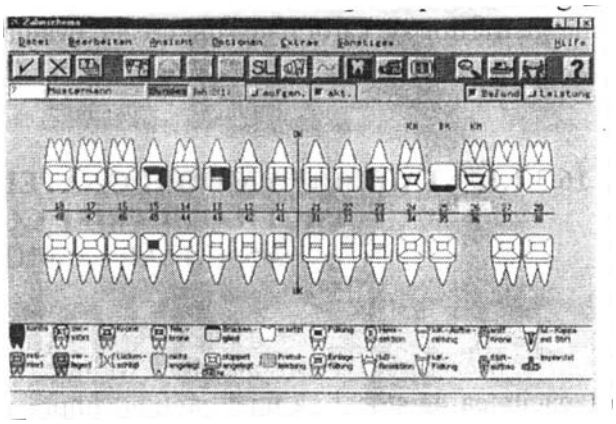


Fig. 16.37. Programe de calculator pentru reliefarea situaţiei din cavitatea bucală (scheme / grile).

Imaginile stocate se pot obţine fie prin realizarea de fotografii intraorale (procedeu destul de anevoios, care necesită o dotare specială a aparatului de fotografiat) şi care ulterior sunt scanate şi introduse în fişierele pacientului sau se pot utiliza **camere intraorale** de filmat cu sau fară legătură fizică la computeml de bază. Acestea permit atât realizarea de instantanee ale diverselor zone din cavitatea bucală, cât şi posibilităţi de mărire (zoom) sau filmare a mişcărilor mandibulare cercetate de stomatolog. (Fig.16.38.)

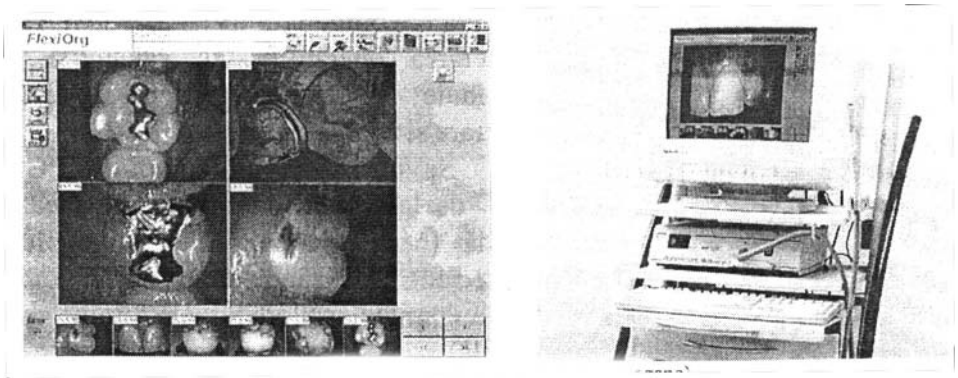


Fig. 16.38. Camerâ intraorala (MiwaNagano)

Ultimele tipuri de astfel de dispozitive pot avea încorporat un dispozitiv electronic de detectare a culorii dentare, procedeu dificil de realizat cu „ochiul", de multe ori subiectiv al stomatologului (fără a mai aminti de influențele legate de culorile corpurilor din jur, oboseală, stres etc).

16.3.1. SCANAREA MODELELOR OBȚINUTE ÎN URMA UNEI AMPRENTE CONVENTIONALE

„Lumea virtuală" oferâ soluții pentru diferite studii m medicinâ, prin transpunerea unor probleme şi relații complexe, care depâşesc capacitatea umanâ de reprezentare. Mijloacele convenționale sunt completate mereu de softuri noi care permit perspective inedite. "' In diagnosticarea instmmentală, acest lucru este valabil m special pentru tehnica înregistrârilor ale câror date sunt create, evaluate şi chiar animate de computer.

16.3.1.1. STABILIREA COORDONATELOR TRIDIMENSIONALE CU AJUTORUL PROFILOMETRIEI COMPUTERIZATE PENTRU ANALIZAREA MODELELOR DENTARE

Măsurarea coordonatelor tridimensionale computerizată optică se distinge prin capacitatea de stocare a unei cantități impresionante de informații m timp scurt şi prin punerea lor la dispoziție în formă digitală pentru prelucrare în calculator. în acest fel apar posibilități noi de determinare a diverşilor parametri ai modelului de studiu. Apârut ca alternativă la procedura trigonometricâ cu laser (costisitoare ca manipulare şi preț), sistemul bazat pe profilometria decalajului de fazâ permite realizarea de măsurători m peste 400.000 de puncte / imagine m timp delOs.

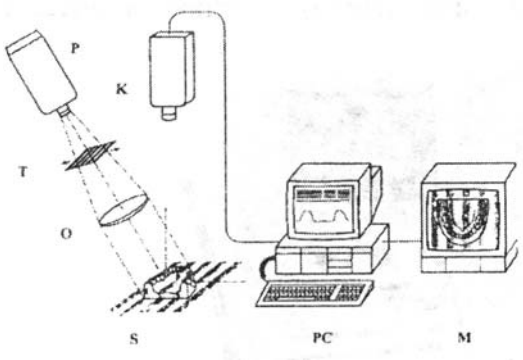


Fig.i6.39. Bancui de lucru: PC (computer); T (grilă de pe transmisie) p (proiector); o (lentiia opticâ convexâ); S (modelul de analizat); C (camera de filmat); M (monitor de controi).

Comparat cu instalații specializate (CEREC), m cazul sistemului profilometric avem de-a face cu o creştere a capacitâții de măsurare şi a facilităților. Prezența computemlui (HARDWARE pentru accelerarea operațiilor de calcul şi de graficâ) contribuie **la** scăderea putemică a timpilor de mâsurare şi evaluare.

Se utilizează un computer **PC** compatibil **IBM,** de la nivelul căruia se proiectează franje de lumină (benzi paralele altemative, luminoase şi întunecate), utilizându-se o grilă de transmisie dreptunghiulară. Modelul de franje proiectat pian modelul traditional trebuie analizat m sectmne transversalâ; de asemenea acest model virtual trebuie

să fie dotat cu un profil de intensitate sinusoidal. Despre modalitățile 4e „amprentare" opto-electronică s-a

discutat pe larg anterior (vezi cap. 15).

De subliniat că tehnica de mai sus (Procedeul decalajului de fază) se repetă de minim 3 ori, pentm ca fiecare model de franje să fie filmat de o cameră situată perpendicular pe modelul tradițional, imaginile rezultate fiind stocate de un dispozitiv de prelucrare m formâ digitală. Rezultatul este prezentat în figura 16.40. Din păcate, cu acest procedeu simplu se pot obține foarte uşor rezultate eronate.

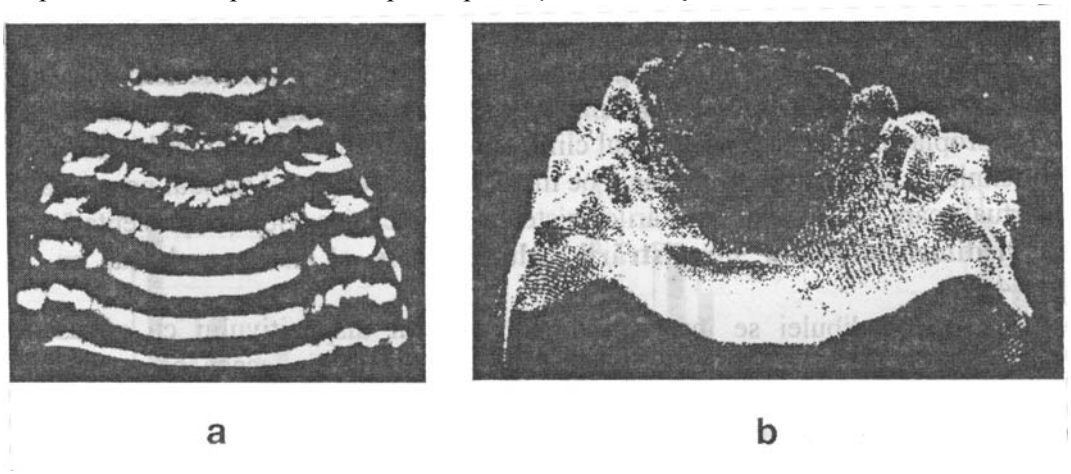


Fig.16.40. Model cu franje (a); Reconstrucția tridimensională aunui model de studiu (b).

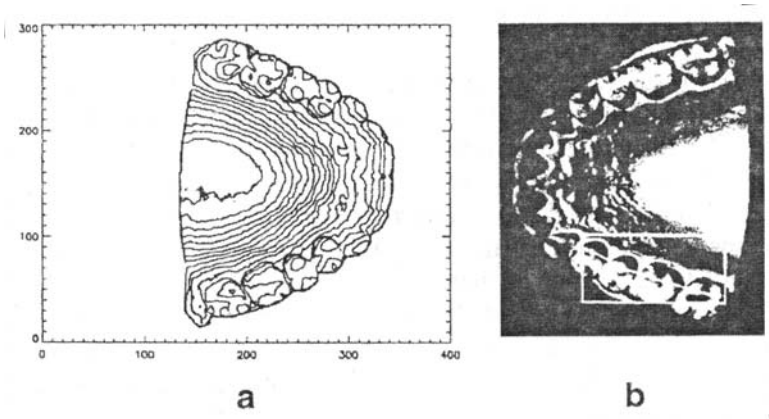


Fig.16.41. Vizualizarea modelului cu linii de contur pentru înălțime (a); Model pregătit pentru măsurători într-o zonâ marcată (b).

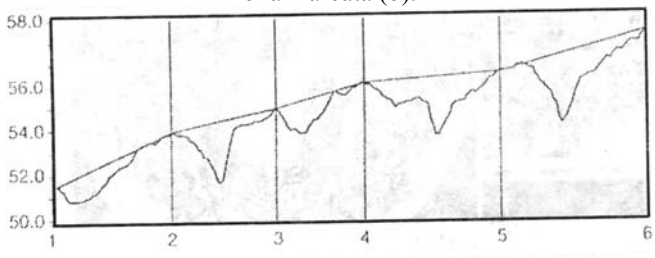


Fig. 16.42. Secțiune transversală prin profilul marcat în figura 16.41.

Dezvoltarea acestei tehnici (decalajul de fază) şi combinarea acesteia cu alte metode (Procedura Gray Code) duce la obținerea unor rezultate performante. Această procedură presupune că fiecărei franje obținută prin procedeul decalajului de fază îi va corespunde o caracterizare dată de o succesiune de valori pentm raportul de combinație alb/negru (Gray Code). Pentru reducerea erorilor sunt utilizate filtre putemice.

16.3.1.2. MODEL VIRTUAL / ARTICULATOR VIRTUAL

„Realitatea virtuală" poate îmbunătăți decisiv calitatea diagnosticului funcțional şi al ocluziei, cu condiția ca ea să însemne nu numai simulare în sensul de imitare, ci şi reprezentarea computerizată a unor valori şi mârimi reale. Se deschid perspective care nu pot fi obținute cu instmmente mecanice convenționale. De asemenea, diagnosticul ocluziei în articulatorul convențional presupune probleme de natură practică şi tehnică (de exemplu poziționarea exactă a amprentelor care înregistrează ocluzia (a cheilor de ocluzie pe model). Aceste probleme limitează uneori reprezentarea şi interpretarea unor contacte dinamice de ocluzie. Pentru dezvoltarea „articulatoarelor virtuale" se impune, deci, sâ reducem la minim aceste neajunsuri pentru a ne apropia cât mai mult de statusul clinic. In viitor, se va pune nu problema transpunerii şi copierii tehnice a articulatorului mecanic pe monitor, ci aceea de a-1 înlocui pe acesta dm urmă cu unul virtual, care nu e supus limitârilor sistemelor mecanice. Soluția prezentată presupune **scanarea tridimensională a înregistrârii ocluziei,** care să fie completată cu imaginea modelului (41).

Mişcârile mandibulei se înregistraeză cu ajutorul dispozitivului cu ultrasunete **Jaw Motion Analyser** (JMA). **JMA** este urmaşul lui MT 1602 şi posedă caracteristici tehnice asemănătoare, prezentând însă o eroare de măsurâ de doar 0,02 mm la nivel ocluzal față de 0,1 mm m cazul dispozitivului MT. Amprenta de pe suport plus modelele de situație ale maxilarelor au fost digitalizate cu scannerul tridimensional de la firma Willitec (Munchen). Modelele nu au avut nevoie de orientare specială m scanner, orientarea m raport cu planul de ocluzie fiind suficientă(41).

Dacă amprentele sunt concludente pentru reprezentarea ocluziei, datele pot fi introduse imediat m programul DentCAM şi corelate cu datele analizatomlui Jaw Motion Analyser. Există totuşi posibilitatea de a completa reprezentarea amprentelor cu date ale modelului (Modul Maching: „Complete"). în acest scop se recomandă a se observa numai suprafețele ocluzale ale amprentei virtuale, înlăturându-se restul de informații.

Datele despre mandibulă şi maxilar, astfel pregătite, au fost importate m soflul DentCAM 2.1 şi cuplate cu cele ale analizatorului JMA. Cu softul DentCAM se pot genera trei module de vizualizare diferite: reprezentarea statică şi dinamică a datelor în modul 3D Shading (fig. 16.43. stânga sus); reprezentarea eşantionată în timp a punctelor statice şi dinamice de contact de pe suprafețele de ocluzie (fig. 16.43. mijloc); reprezentarea oricâror secțiuni dm maxilarul superior sau inferior aflate m mişcare (fig. 16.43 stânga sus).

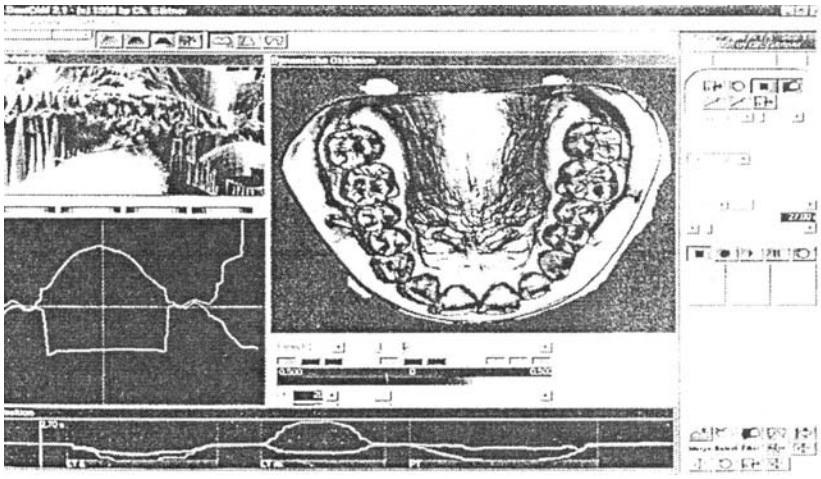


Figura 16.43. Software DentCAM cu elemente de conducere şi instrumente (foo/-uri) de vizualizare: rețea tridimensională şi contrast (jos, stânga), tool pentru ocluzie, şi tool pentru planurile de secțiune. Toate ferestrele evidențiază simultan dinamica mandibulară.

Reprezentarea dinamică a ocluziei în modulele de vizualizare DentCAM se calculează după următorii paşi: pregătirea plăcuţei de suport cu punctele de referinţâ pe care e fixatâ amprenta ocluziei habituale cu gips cu priză rapidă -5 min; înregistrarea mişcărilor mandibulei inclusiv montarea senzorilor şi reprezentarea punctelor de referinţă-15 min; scanarea a două modele: maxilar şi mandibular şi a impresiunilor dm cheia de ocluzie (mandibular şi maxilar) -40 min (pentru o scanare în mod multiscan 8.5 min); prelucrarea imaginii (selectarea şi „completarea" impresiunilor)-15/20 min; importarea secvenţelor de date m DentCAM 2.1-5 min. Contactele ocluzale dinamice marcate cu hârtie de articulaţie montate în articulator şi „contactele virtuale" din DentCAM arată o suprapunere a mişcărilor de lateralitate cu ghidaj dentar. La mişcările laterale, s-au constatat 90 de contacte ocluzale dinamice pe articulator, faţă de 92 de contacte dinamice găsite cu software-ul DentCAM (41).

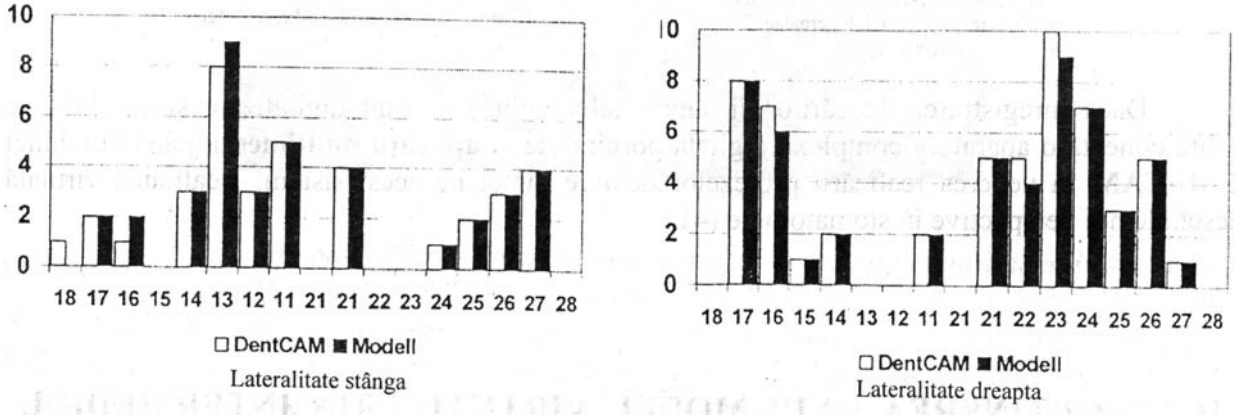


Fig. 16.44. Numârul şi repartizarea contactelor ocluzale dinamice per dinte la dinţii superiori

Corespondenţa dintre ocluzia dinamică şi cea virtualâ indicâ exactitatea scannerului tridimensional cu privire la descrierea mişcârilor şi determinarea interferenţelor ocluzale. Avantajul deosebit al articulatorului virtual constă mai ales m faptul că raporturile ocluzale sunt reprezentate m timp pe suprafeţele ocluzale (fig. 16.45.si 16.46.).

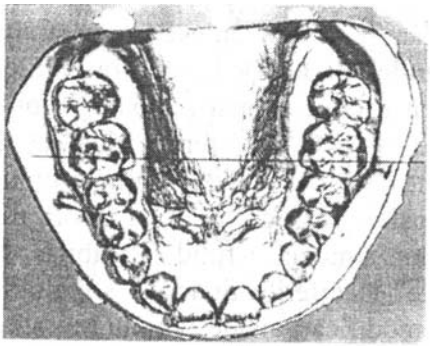


Fig. 16.45. Contacte dinamice ale unei mişcări cu ghidaj dentar în faza iniţialâ a mişcârii. Bara aratâ poziţia planului de scanare reprezentat în figura 16.46.

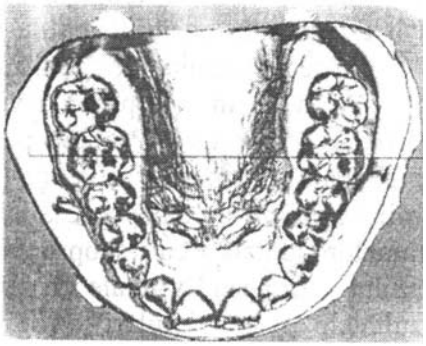


Figura 16.46. Modelul de contact ocluzal dinamic în faza intermediarâ a mişcârii.

în DentCAM se poate vedea cum se prezintâ detaliile reliefului pozitiv şi negativ al dintelui şi cum oclud dinamic m imagini pe secţiune. Cu ajutoml suprafeţelor m ocluzie ale dinţilor mandibulari şi maxilari se pot realiza diferite planuri de secţiune pentru a evidenţia reliefuI dintelui m ocluzie (fig. 16.47. şi 16.48.).

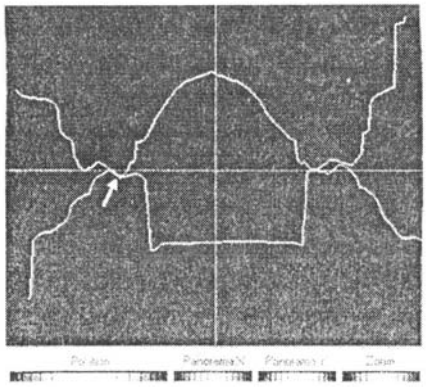


Figura 16.47. Plan de scanare frontal în zona molară, corespunzând fazei inițiale de mişcare din figura 4, hiperbalans în direcția săgeții.

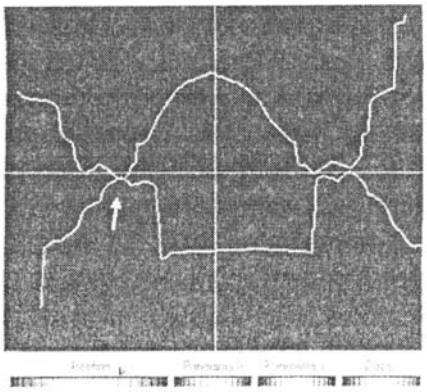


Figura 16.48. Plan corespondent fazei de mişcare din figura 16.45. în direcția săgeții.

Dacă înregistrarea mişcărilor şi suprafețelor ocluzale sunt digitalizate şi corelate, se poate conecta o aparatură complexă digitală pomind de la aplicații multimedia până la tehnici **CAD/CAM** m vederea realizării protezelor dentare direct pe acest sistem. Realitatea virtuală deschide noi perspective m stomatologie (41).

16.3.2. OBȚINEREA UNUI MODEL VIRTUAL PRIN INTERMEDIUL UNEI AMPRENTE OPTO - ELECTRONICE

Sisteme CAD/CAM pentru model

Odată realizată amprentarea opticâ a câmpului protetic (vezi cap. 15), stomatologului sau tehnicianului îi este oferită posibilitatea de importare a datelor culese m programe de graficâ avansată (tip CAD) ce au menirea de a realiza un **model virtual** pe baza informațiilor obținute la amprentare (15). Modelul m sine poate fi vizualizat tridimensional şi poate fi rotit pentru a fi studiat din diverse perspective. Primele programe CAD/CAM ofereau doar posibilitatea de reconstrucție manuală a lucrărilor protetice (coroane, incmstații etc); ultimele tipuri permit,, pe baza conexiunii cu o bază de date, accesarea unei palete largi de forme şi culori ale dinților (m cazul programelor dotate cu subprograme de simulare fiind posibilă şi studierea comportamentului „coroanei" virtuale „reconstituite" la diferite tipuri de solicitări). Astfel, m funcție de rezultatele acestor simulări se vor realiza modificări ale designului inițial al „coroanei" până la obținerea unor profile corespunzâtoare datelor oferite de câmpul protetic (45).

Din aceste baze de date se poate alege forma viitoarei coroane, contumrile individuale ale acesteia, tipul ariei de contact cu antagoniştii, adâncimea reliefurilor negative, fațetele de abrazie etc. Există şi posibilitatea adaptării individuale (dincolo de oferta standard dată de procesor) a modelelor coroanelor (punților etc.) în funcție de situația particulară a pacientului (45).

Utilizarea tehnicilor holografice

Holografia este procesul prin care informația vizuală tridimensională este înregistrată şi stocată existând şi posibilitatea revizualizării acesteia. 0 hologramă face trimiteri la o „fotografie" bidimensională care redă o imagine multidimensională sub o anumită iluminare.

Spre deosebire de fotografii, o imagine holografică are însuşirea de **„paralaxă",** adică posibilitatea de a vedea oscenă din mai multe unghmri.

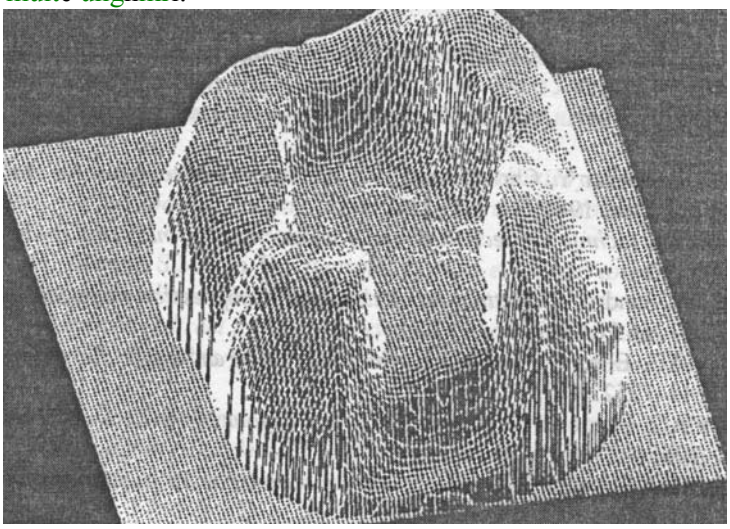


Fig. 16.49. Sisteme CAD/CAM pentru model

Trebuie amintită posibilitatea utilizârii hologramelor m *stocarea configuratiilor spaţiale* ale formaţiunilor **ADM.** înregistrarea acestora sub formă de fotografii este improprie, modelele de lucru fumizând informaţii tridimensionale care nu pot fi redate de fotografia bidimensională. 0 hologramâ poate înregistra informaţiile amintite mai sus şi poate fi utilizată şi pentru măsurători directe. Păstrarea pentm timp îndelungat a numeroaselor modele de studiu poate deveni costisitoare şi incomodâ, putând fi eliminată prin înregistrarea lor pe un film holografic. Vizualizarea lor se poate face utilizând un laser ieftin, de putere mică ca imagine „virtuală" sau „reală". Prin mutarea holoramei (sau prin mutarea ecranului), zonele de interes se pot vizualiza şi se pot face măsurâtorile de rigoare.

Reproducerea unui model de studiu tridimensional a fost prima aplicaţie practică holografică realizată m stomatologie. Combinarea dintre metodele de amprentare opto-electronice şi tehnicile holografice au eliminat multe dintre neajunsurile stomatologiei tradiţionale, fumizând informaţii de o acurateţe mult mai mare utilizatorului, conferind atributul de profesionalism activităţii sale. în prezent asemenea dispozitive sunt testate şi utilizate doar m marile centre medicale şi de cercetare dm SUA. Se aşteaptă ca tot mai multe din aplicaţiile hologramelor să pătmndă şi pe acest tărâm şi să devină convenţionale într-un viitor destul de apropiat.

16.4. Bibliografie

1. Balshi TJ, MingledorfEB: *Matches, clips, needle orpins* J Prosth Dent 1975; 34:467-472
2. Benfield JW, Lyons GV,: *Precision diesfrom elastic impresions* J Prosth Dent 1962, 12:737-752.

3. Campagni WV, Preston JD, Reisbick MH: Measurem^yt ofpaint-on die spacers usedfor casting reliefS Prosth Dent 1982; 47:606-611.

4. Campagni WV, Wright W., MartinoffJT: Effect ofdie spacer on the seating ofcomplete cast gold croyvns with grooves J Prosth Dent 1986; 55:324-328.

5. Campagni WV, Prince J, Defreese C: Measurement ofcoating agents usedfor surface protection ofstone dies J ProstDent 1986; 5:47(M74.

6. Carl W., Garlapo DA, Brown MH: Modified impression procedue andremovable die preparation Quint 1974;.

7. Covo LM, Ziebert GJ, Balthazar **Y,** Christhensen LV: **Accuracy and** comparative stability ofthree removable die systems J Prosth Dent 1988; 59: 314-318.

8. Cowell TA, Moore J; New technicfor sectional model production for inlay and bridgework J AM Dent Assoc 1965; 71:1387-1390.

9. Cullen DR, Mikesell JW, Sandrik JL: Wettability ofelastomeric impression materials and voids in gypsum casts J Prosth Dent 1991; 66:261-265.

10. Dilts WE, Podshadley AG, Elison E, Neiman R: Accuracy ofa removable die - dowel pin techinique J Dent Res 1971; 50:1249-1252.

11. Dilts WE, Podshadley AG, Elison E, Neiman R: Accuracy offour removable die techniques J Am Dent Assoc 1971;83:1081-1085.

12. Donovan T., Wright W., Campagni WV: Use of paint-on die spacers in preparations with grooves J Prosth Dent 1984; 52:384-388.

13. Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Roan JD, Cohen KS: Techniques to improve the seating ofcastings J AM Dent Assoc 1978; 96:432-437.

14. Edinger D., Rall K., von Schroeter Ph., Ehrenreich St: Computer-aided single tooth restauration in Lemke H.U., Inamura K., Jaffe C.C., Vannier M.W.:Computer Assisted Radiology, Springer, Berlin, 1995.

15. Felber L., Leeman Th, Mormann H.: Computergestutzte vollautomatische Konstruktion von Inlays. Acta Med DentHelv2, 1997.

16. Fusayama T, Ide K, Hosada H.: Reliefof'resistance ofcement offull cast crowns J Prosth Dent 1964; 14:95-106.

17. Gardner FM, Vermilyea SG: The variability ofdie- spacerfilm thickness Gen Dent 1985; 33:502-503

18. George TA, Holmes JR,: The dowelklip: A devicefor do^vel pin placement J Prosth Dent 1985; 53:276-278.

19. Hembree JH, Brown T: Relative accuracy ofseveral removable die systems J Acad Gen Dent 1974, 22:31-33.

20. Hohlt FA, Philips RW: Evaluation of various methods employed for constructing 'working dies from hydroclolloid impression J Prosth Dent 1956; 6:87-93

21. Kimball HD: Hydrocolloid m restaorative operative dentistry - Technique and principles Dent Digest 1949; 55:64-71.

22. Kunzelmann K.H., Mehl H., Pelka M: Automatische Rekonstruktion von Kauflachen computergenerierter Restaurationen Zahnarztl Welt, 1993.

23. Mann AW: A critical appraîsal ofthe hydrocolloid technique'.Its advantages and disadvantages J Prosth Dent 1951; 1:733-749.

24. McCormik JT, ANtony SJ, Dial ML, Duncanson MG, Shillingburg HT: Wettability of elastomeric impression materials -.Effect of selected surfactants Int J Prosth 1989; 2:43-420.

25. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Entwicklung eines neues optischen Oberflachenmesgerates zur prazisen 3D Zahnvermessung. Dtsch Zahnartzl 1996.

26. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.H., Hickel R: A new optical SD-devicefor the detection ofwear. J Dent

27. Miranda FJ, Dilts WE, Duncanson MG, Collard EW: Comparative stability oftwo removable die systems J Prosth Dent 1976; 36:326-333

28. Myers M, Hembree JH: Relative accuraccy offour removable die systems J Prosth Dent 1982; 163-165.

29. Netti CA, Yard RA, Withrow G, Nagy WW: Saw modiflcation fo underside die cutting J Prosth Dent 1990;

30. Philips RW: Skinner's Science ofDental Materials, ed. 9, Philadelphia, WB Saunders Co, 1991, p. 86.

31. Philips RW, Ito BY: Factors affecting the surface of stone dies poured in hydrocolloid impression J Prosthet Dent 1952; 2:390-400.

32. Reed GM: New concept inprecision do-wels J Am Dent Assoc 1968; 76:-321-324.

33. Richardson DW, Sanchez RA, Baker PS, Haug SP: Positional accuracy offour die tray systems J Prosth Dent 1991:66:39-^5

34. Robinson FB, Block B: Dowel pin positioning technique for fixed partial dentute workmg casts *J Prosth Dent 1981; 46:215-216*

35. Rudd K.D., Morrow RM, Bange AA: Removable diesfor croyvns, inlays and fixed partial dentures . *J Prosthet Dent 1970; 23:337-347.*

36. Rudd K.D., Strunk RR, Morrow RM: Accurate casts *J Prosth Dent 1969; 21:545-554.*

37. Saunders M.: The orientation ofdies in restorative dentistty. *Br. Dent J 1964; 117:133-138.*

38. Smith CD, Nayyar A, Koth DL: Fabrication ofremovable stone dies using cemented dowel pins *J Prosth Dent 1979; 41:579-581.*

39. Stem AJ, Vernon HM: Development ofa new tool in restoratîve dentistry. *J Prosth Dent 1969; 21 :536-544.*

40. Stone TE, Welker WA : A methodfor locating dowel pins in artificial stone casts *J Prosth Dent 1980;44:345-346*

41. Tamaki K., Celar A.G., Beyrer S., Aoki H.: Reproduction of excursive tooth contact in an articulator with computerized axiography data. *J Prosthet Dent 1997*

42. ThompsonMJ : A standardized indirect technic for reversible hydrocolloid *J Am Dent Assoc 1953; 46:1-18.*

43. Troendle KB, Troendle GR, Cavozos E; Positioning dowel pins for removable dies *J Prosth Dent 1981; 46:575-578*

44. Wakabayashi K., Sohmura T., Takahashi J., Kojima T., Akao T., Nakamura T., Takashima F., Maruyama T:

Development ofthe computerized dental castform analyzing system Dent Mater 1997.

45. Willer J., Rossbach A., Weber H.P.: *Computer-assisted milling ofdental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system.* J Prosthet Dent, 1998.

46. Wiskott A: *Laboratory procedwes and clinial implications in the making ofcasts* Quint 1987; 18:181-192.

17. CULOAREA ÎN PROTETICA FIXA

în stomatologie, în general şi în protetică, în special, ***forma, poziția*** şi ***culoarea*** dinților sunt elemente care participă la defmirea fizionomiei feței, precum şi a personalității pacientului.

Culoarea dinților naturali variază de la individ la individ şi poate fi foarte greu influențată prin diferite procedee în clinică (de exemplu înâlbirea dinților).

La acelaşi individ, culoarea dinților omologi este identică, pe când cea a dinților vecini diferă. In gmpul dinților frontali, incisivii laterali prezintă cea mai deschisă nuanță, centralii au o nuanță mai închisă, iar caninii prezintă cea mai închisă nuanță.

Dentina are o culoare gălbuie, iar smalțul este gri-albăstmi. Marginea incizală la frontali, fiind lipsită de dentină, are nuanța smalțului. Astfel fața vestibulară a unei coroane are trei nuanțe: mai închisă la colet, jumătatea cervicală (cu un strat de smalț mai subțire) prezintă o nuanță mai deschisă decât coletul şi în sfârşit jumătatea incizală (cu smalț gros) are nuanța cea mai deschisă. Tinerii au dinți cu nuanțe mai deschise decât adulții vârstnici, iar bătrânii au dinți mai gălbui sau mai gri. Culoarea dinților este influențată atât de diferite procedcee terapeutice (tratamente endodontice, obturații etc.), cât şi de igiena bucală (acumulările de placă pot determina modificarea aspectului cromatic). La fumători, pe coroanele dentare apare o pigmentare caracteristică, de culoare maro. 0 serie de aberații cromatice ale coroanelor dentare apare m cursul unor anomalii genetice, ca dentinogenezele şi amelogenezele imperfecte ereditare, precum şi în cursul anomaliilor de culoare dobândite, ce se datorează pigmentărilor intrinseci din cursul fazei de apoziție şi/sau calcificare a țesuturilor dure dentare. La originea acestora din urmă se pot menționa diferite etiologii ca: tratamente cu tetraciclină, eritroblastoza fetală, porfiria, fluoroza dentară, hipoplaziile de smalț etc.

In *stomatologia restaurativă* naturalul este suplinit de artificial. Diferitele materiale pe care la avem astăzi la dispoziție pot reproduce cu o fidelitate remarcabilă cromatica dinților naturali.

Adeseori în **protetica fixă** practicianul este obligat să insere o restaurare în imediata vecinătate a dinților naturali. în aceste situații, pe lângă formă şi poziție, reuşita obținerii unui ***efect cromatic*** identic cu dintele vecin natural este decisiv. In redarea cromaticii unei restaurări dentare trebuie să ținem cont şi de condițiile particulare de luminozitate ale cavității bucale.

Culoarea este proprietatea corpurilor de a produce anumite senzații vizuale, fie datorită faptului că orice corp absoarbe o parte din radiațiile ce compun lumina albă (ochiul percepe doar radiațiile reflectate), fie datorită capacității corpurilor de a emite luminâ cu o compoziție care depinde de modul de excitare şi de natura corpurilor.

***Culoarea* ar putea fi definită ca fiind senzația produsă de totalitatea radiațiilor luminoase de diferite frecvențe care permite ochiului să deosebească între ele două părți vecine, omogene şi egal iluminate, văzute simultan.**

Excitația care generează senzația de culoare se poate datora:

• unei radiații electromagnetice monocromatice cu o lungime de ufidă în spectrul vizibil - *culoare spectrală* sau *nuanță;*

• unui amestec de două sau mai multe culori spectrale. Culoarea aparentă a unui obiect e influențată de proprietățile lui fizice, de natura luminii incidente, de relația lui cu alte obiecte iluminate, precum şi de subiectivismul pacientului.

17.1. ASPECTE FIZICE ALE PERCEPERII CULORII

Senzația de culoare este legată de prezența luminii, respectiv a unui stimul de culoare. Pnvite din punct de vedere fizic, informațiile cromatice sunt mediate de unde electromagnetice ce provin din spectrul luminii vizibile pentru ochi.

Spectml vizibil reprezintă un segment restrâns din domeniul electromagnetic. Lungimea de undă a luminii vizibile este de 380-780 nm. Diferitele valori cuprmse între aceste limite, corespund, fiecare în parte, unei anumite culori spectrale.

Razele luminoase cu lungimea de undă mai scurtă decât 380 nm, numite raze ultraviolete, X şi gama, precum si razele cu lungime de undă mai lungă decât 780 nm, infraroşii, microunde, TV şi radio nu sunt percepute de ochiul nostru (fig. 17.1.) Unele ipoteze asupra naturii luminii au fost formulate încă din antichitate, însă primele explicații ştiințifice ale fenomenelor optice au apărut abia la sfârşitul secolului al XVII-lea, odată cu teoria corpusculară a lui Newton si teoria ondulatorie a lui Huygens (fig. 17.2.). Rezultâ că lumina este de natură electromagnetică şi are un caracter dual: de undă şi de corpuscul.

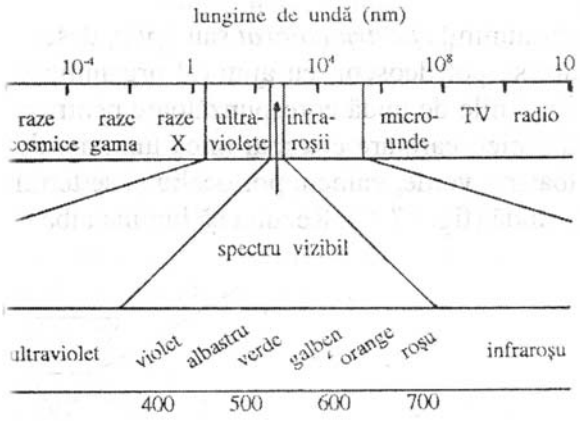


Fig. 17.1. Spectrul energiei electromagnetice.

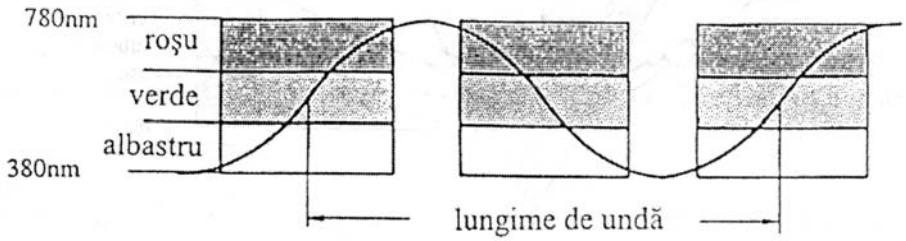


Fig. 17.2. Caracteml'ondulatoriu al luminii.

Viteza de deplasare a luminii depinde de mediu:
c = 300000 km/s în vid, c = 124000 km/s în diamant, c = 225000 km/s în apă, c= 198000 km/s în sticlă.

înțelegerea naturii luminii, a modului de percepție de către ochi şi a interpretării ei ca şi culoare la nivel cerebral este importantă pentru succesul restaurărilor estetice.

In continuare, prezentăm câteva proprietăți ale luminii, care ne pot ajuta să înțelegem fenomenele care se produc în cursul obținerii unei anumite culori a diferitelor materiale de restaurare.

Refracția

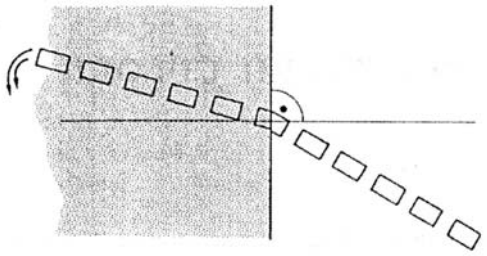


Fig. 17.3. Refracția luminii. Dacă mediul în care se refracta raza luminoasă e mai dens, raza se apropie de perpendiculară.

Când o rază luminoasă trece dintr-un mediu în altul se refractâ, adicâ îşi schimbă direcția de propagare (fig. 17.3.). Indicele de refracție este dat de fbrmula:

n = sin i / sin r, unde *i* si *r* sunt unghiurile de incidență şi, respectiv, de refracție.

Cu cât indicii de refracție a două substanțe au valori mai apropiate, cu atât sunt mai asemănătoare caracteristicile optice ale substanțelor respective. Astfel indicii de refracție ai materialelor fizionomice e bine să fie cât mai apropiați de cei ai țesuturilor dure dentare.

Dispersia

Dacă lumina albă solară străbate o prismă, raza luminoasâ se dispersează. Apare aşa-numitul *spectru colorat* sau *optic,* descris pentru prima datâ de Isaac Newton în anul 1666, în care se pot deosebi, cu ajutoml organului vizual, diferite culori, aşa-numitele *culori spectrale.* Lungimile de undă corespunzătoare pentru acest spectru sunt situate între *380* şi *780* nm. Incepe cu violet, care are cea mai mică lungime de undâ şi cea mai putemică refracție, se continuâ cu albastm, verde, galben, portocaliu şi se termină cu culoarea roşie, care are cea mai mare lungime de undâ (fig. 17.4.). Rezultă ca lumina albă este un amestec de culori spectrale.

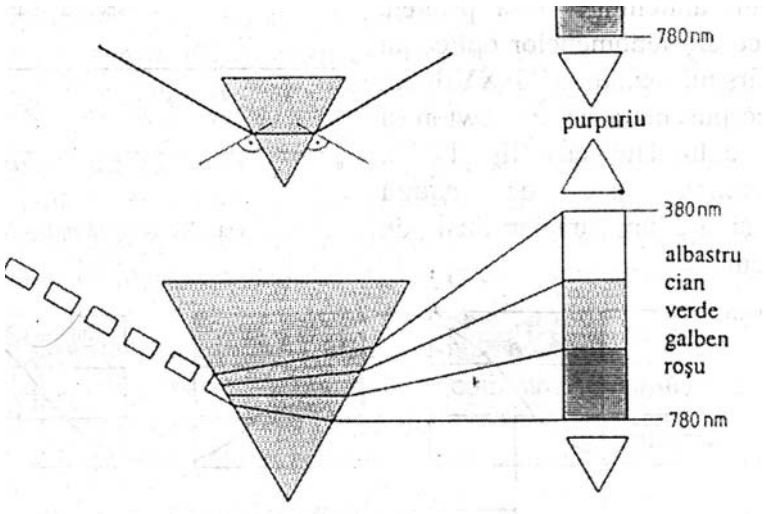


Fig. 17.4. Dispersia luminii.

Absorbția

Unele substanțe au proprietatea de a absorbi anumite domenii spectrale din lumina albă incidentâ, pe care le transformă în caldurâ. Domeniile restante se reflectă, dând naştere culorilor cromatice (fig. 17.5.a). Dacă un material absoarbe un anumit procent din toate lungimile de undă, senzația vizuală va fi de gri, culoare acromatică (fig. 17.5.b). Absorbția neuniformă a diferitelor lungimi de undă determinâ diferite grade de luminozitate.

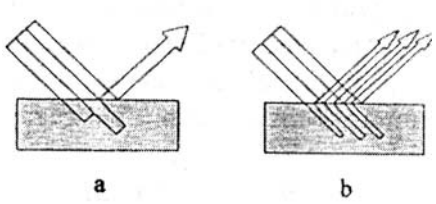


Fig. 17.5. a) Absorbți aanumitor domenii spectrale din lumina albâ; b) Absorbția uniii procent din toate lungimile de undâ.

Reflexia

Majoritatea obiectelor pe care le vedem sunt vizibile, deoareee ele reflectă lumina. Anumite substanțe reflectă lumina direct la suprafață. Dacă suprafața este perfect plană, fascicolul este reflectat paralel, dând naştere luciului metalic (fig. 17.6.a). Dacă sunt reflectate toate razele luminoase suprafața devine alb-argintie. Metalele care apar colorate absorb anumite domenii ale lungimilor de undă. Faptul este de reținut, deoarece m protetica fixă se utilizează o serie de aliaje dentare.

Remisia

Remisia reprezintă reflexia difuză a luminii la nivelul unei suprafețe rugoase (fig. 17.6.b). Suprafața va apare mată.

Ca urmare a incidenței luminii pe suprafața unui corp, acesta poate să apară luminiscent, transparent, translucid sau opac.

Luminiscența

Sub denumirea de *fenomene luminiscente* sunt cuprmse fenomenele de emisie a luminii care nu au origine termică, ci sunt produse sub acțiunea radiației unei surse exterioare. Atomii sau moleculele trec din starea normalâ într-o stare energetică supenoară, numită *s'tare de excitație,* după care urmează o emisie luminoasă prin revenirea particulei excitate la starea normală.

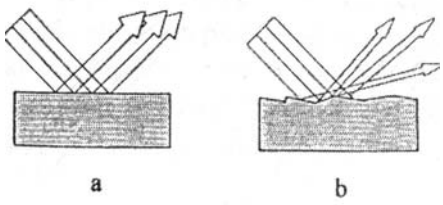


Fig. 17.6. a) Reflexia luminii; b) Remisia luminii.

Fotoluminiscența este luminiscența provocată prin excitarea atomilor cu ajutoml unor radiații electromagnetice, iai*'fotoluminiscența temporară* se *îmmeştefluorescență.*

Fluorescența în lumină vizibilâ

însuşirea fluorinei (CaFs) de a se prezenta prin refracție m culoarea galbenă şi prin reflexie m culoarea verde a atras atenția încă din evul mediu, cu prilejul folosirii la cuptoarele de extras fieml dm minereu, ca fondant. Numele ei derivâ de la însuşirea de a fluidifica fonta şi ea la rândul ei a dat numele de *fluorescență* fenomenelor optice asemănătoare cu cel prezentat de fluorină.

în 1852 Stokes descoperă *îegea excitației,* conform căreia substanța fluorescentă emite o radiație de lungime de undă mai mare decât lungimea de undă a radiației care a provocat excitația.**De** aici rezultă că lumina monocromatică roşie şi cu atât mai mult radiațiile infraroşii nu

pot'provoca fluorescență. în realitate însâ şi radiațiile din infraroşul apropiat produc uneori, dupâ cum rezultă din experimente mai recente, fluorescență în lumină vizibilâ (fenomen antisokes). Din **spectrul vizibil cele mai active radiații** sunt cele **albastre, indigo** şi **violete. .r**

în prezent se cunosc foarte multe substanțe naturale sau artificiale fluorescente în lumină vizibilă: *săruri de uraniu,fluorina,petroluî* şi derivatele *sa[e,fluoresceina, eozina,fuxina* etc.

• *Fluorescența în ultraviolet*

Pomind de la legea lui Stokes, cercetările s-au îndreptat spre regiunea ultravioletă a spectrului.

Diferitele substanțe minerale şi organice au proprietatea de a prezenta m lumină ultravioletă o fluorescență caracteristică. Energia radiantă emisâ de aceste materiale are o frecvență mai redusă decât cea absorbitâ. De exemplu structurile dintelui natural sub acțiunea excitațiilor ultraviolete emit o fluorescență alb-verzuie. De aceea m unele *materiale fizionomice*
s-au adăugat *agențifluorescizanți,* cum ar fi: ceriu, samariu, uraniu în ceramica dentară.

Transparența

Materialele transparente transmit lumina aproape în totâlitate (absorbția este minimă), fascicolul de lumină rămânând paralel. Exemple: acrilatele transparente, unii polimeri, sticla, masele ceramice incizale. (fig. 17.7.a)

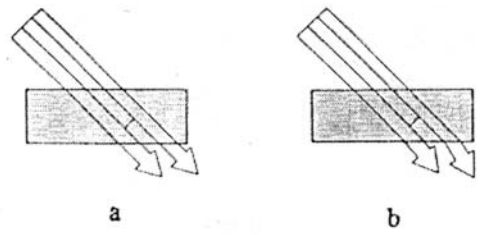


Fig. 17.7. Transmisia luminii. a) transparența; b) translociditatea.

Translociditatea

Translociditatea reprezinta proprietatea materialelor de a transmite lumma, dar ele nu sunt transparente datorită refracției. Exemple: unii polimeri, ceramica, cimenturile silicat. (fig. 17.7.b)

Opalescența

Dinții naturali, mai ales m porțiunea incizală, realizează un efect de împrăştiere a luminii, care crează senzația de culoare alb-albăstmie, când aceştia sunt priviți din diferite unghiuri.

Opacitatea

Materialele opace nu permit transmisia luminii. Ea este absorbitâ puternic, iar procentul reflectat e minim. Exemple: metalele şi opaquerii.

Apariția multitudinii de nuanțe se datorează tuturor acestor fenomene, dar şi repartiției spectrale a luminii, fie aceasta naturală V sau artificială (fig. 17.8.)

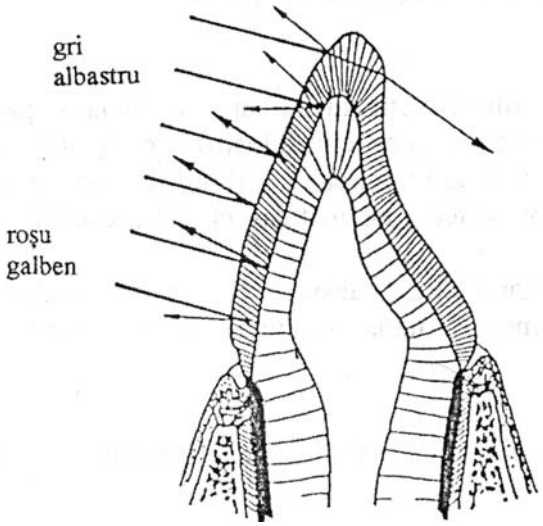


Fig. 17.8. Senzația de culoare a dintelui natural ca rezultat al tuturor acestor tenomene: absorbție, remisie, reflexie prin cristalele incolore ale smalțului şi dentinei. La granița dintre straturile dentare, lumina este retractatâ, împrăştiată şi reflectată. Senzația tipicâ de culoare a unui dinte este de gri la nivel incizal şi se continuă CLI albăstrui spre cervical. La nivelul coletului capătâ o nuantă de roşu-gălbui.

17.2. ASPECTE FIZIOLOGICE ALE PERCEPERII CULORII

în afară de cele **şapte culori care alcătuiesc spectrul solar,** ochiul nostm distinge un număr destul de mare de **culori intermediare.** Perceperea culorilor obiectelor este m funcție de capacitatea lor de a absorbi sau de a reflecta razele luminoase cu diferite lungimi de undă. Dacă obiectele absorb toate undele luminoase, ele apar de culoare neagră, dacă le reflectă pe toate apar de culoare albă, iar dacâ absorb numai o parte a undelor luminoase, iar pe cealaltă o reflectâ, atunci obiectele au culoarea undelor luminoase reflectate.

Celulele vizuale care percep culorile sunt celulele cu conuri, celulele cu bastonaşe neavând această proprietate. **Pata galbenă** şi m special foveea centralis, fiind alcătuită numai din **celule cu conuri, percepe cel mai bine culorile.**

Din punct de vedere fiziologic 6 milioane de celule cu conuri din retină, care sunt împărțite m trei tipuri în funcție de pigmenții de culoare, sunt responsabile de perceperea culorii.

Pentru a determina senzația de culoare, stimulul luminos trebuie:

1. sâ depăşească o intensitate minimă, un anumit prag;
2. sâ acționeze pe o durată minimâ;
3. sâ întâlnească o anumită suprafață a retinei.

Excitațiile de la nivelul retinei determină o stimulare a celulelor vizuale, adică a celulelor cu bastonaşe (aproximativ 120 de milioane/ochi), responsabile de percepția alb-negm (vedere crepusculară, scotopică) şi a celulelor cu conuri fotosensibile (aproximativ 6 milioane/ochi), responsabile de vederea diumă (vedere colorată, fotopică). Informația vizuală ajunge de-a lungul nervilor optici la nivelul scoarței şi determină acolo o senzație vizualâ. Aşadar, culoarea rezultă ca produs al organului vizual doar în creier.

Cele mai reprezentative teorii m legăturâ cu mecanismele vederii culorilor (prelucrarea în continuare a excitațiilor luminoase care pătrund) sunt actualmente *teoria tricromatică* (a lui Young-Helmholz) şi *teoria culorilor complementare* a lui Hering (1920).

După *teoria tricromatică* sau *teoria culorilor fundamentale,* cunoscută şi sub numele de *teoria Young-Helmholz,* ar exista m conuri trei tipuri de substanțe chimice diferite, ceea ce le conferă acestor celule sensibilitate la culorile ***albastru, verde*** şi ***roşu.*** Radiațiile descompun substanța fotosensibilă, pigmenții din conuri sensibili la culori fiind combinații de retinal şi fotopsină.

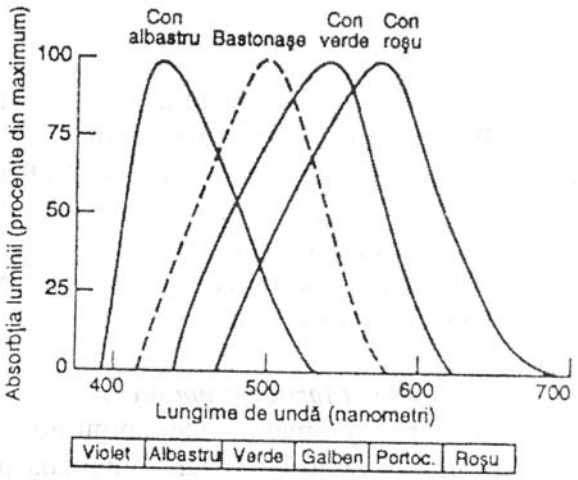


Fig. 17.9. Absorbția luminii de către pigmenții celor trei tipuri de conuri ce recepționează culoarea în retina umană.

Vârfurile de absorbție pentru lungimile de undâ de 445, 535 şi 570 nm caracterizează pigmenții din cele trei tipuri de conuri, m functie de absorbția razelor de lumină (fig. 17.9.). Aceasta explică cum retina poate diferenția culorile.

în urma unor experimente, sensibilitâțile spectrale ale celor trei tipuri diferite de conuri la om s-au dovedit a fi m mod fundamental a luminii de către cele trei tipuri de pigmenți fotosensibili

găsiti în conurile respective. Aceste curbe pot explica cel mai bine fenomenul vederii culorilor (fig. 17.10).

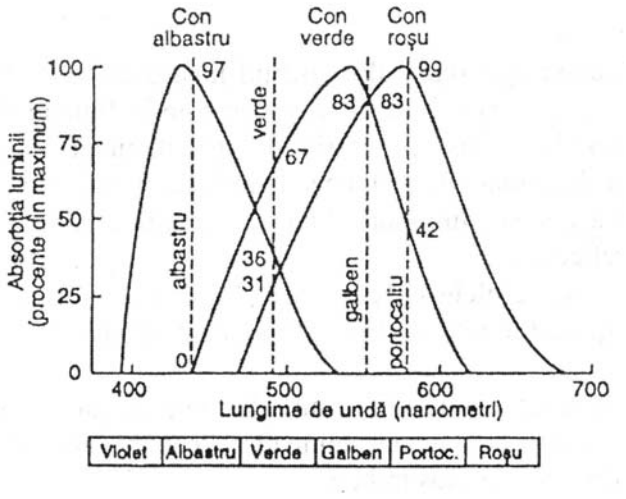


Fig. 17.10. Demonstrarea gradului de stimulare al diferitelor conuri sensibile la culoare prin rediațiile monocromatice a patru culori separate: albastru, verde, galben şi portocaliu.

Materia este, ca şi energia, incoloră. Culoarea este o senzație mediată exclusiv de analizatorul vizual. Doar datorită analizatorului vizual al privitorului, obiectele şi întreaga lume înconjurătoare apar colorate.

Faptul că nu toate obiectele au aceeaşi culoare se datorează stmcturilor moleculare diferite. Datorită acestui fapt, ele absorb o parte diferită a spectmlui sursei luminoase. Componenta spectrală a luminii care nu este absorbită, adică fie *reflectată,* fie *transmisă* (in cazul obiectelor transparente) formează excitația colorată a organului vizual şi este responsabilă de *culoarea de suprafață,* aşa-numita *culoare a corpurilor* sau *culoare la inspecție.* în cazul reflexiei sau transmiterii complete, un obiect apare alb, iar in cazul absorbției complete, dimpotrivă, negru.

17.3. VALENȚE ŞI CLASE ALE CULORILOR

Ochiul, respectiv creieml omului este capabil să perceapă „rotund" **şapte milioane de senzații colorate** (valori ale culorilor) diferite, aşa-numite valențe ale culorilor, culori echivalente simțurilor fiziologice (44). **Valențele culorilor se diferențiază în două clase:**

1. *Clasa culorilor acromatice.*

Culorile acromatice sunt aşa-numitele **culori ale seriei gri.** Ele încep cu negrul cel mai intens şi trec peste diferitele nuanțe de gri până la albul cel mai deschis.

2. *Clasa culorilor cromatice.*

Culorile cromatice ale corpurilor se caracterizează prin trei însuşiri independente (dimensiuni ale culorilor), care împreună permit o descriere exactă a unei valențe de culon. Aceste dimensiuni ale culorilor sunt *nuanța sau tonul, luminozitatea sau strălucirea* şi *saturația sau intensitatea,* toate foarte importante m stomatologie.

Nuanța culorii este dată de lungimea de undă a radiației monocromatice. Există **şapte nuanțe: roşu, orange, galben, verde, albastru, indigo şi violet.**

Satumția este determinată de raportul cantitativ dintre *culoarea spectrală* şi *culoarea aîbă,* care se combină pentru a da *culoarea considerată.* Pomind de la culorile spectrale, care sunt culori saturate sau pure, se poate obține orice culoare nesaturată prin adaosuri de diterite cantitați de alb.

Strălucirea culorii este determinatâ de:

- energia luminoasă radiată sau de energia reflectată sau transmisă de corp;
- sensibilitatea ochiului pentru diferite lungimi de undâ ale spectmlui luminos.

17.4. CULORI PRIMARE, SECUNDARE, COMPLEMENTARE ŞI DE COMPENSATIE

In cadrul clasei culorilor cromatice, culorile primare se deosebesc de cele secundare.

Culorile primare sunt **roşu** (lungime de undă definită de 700 nm), **verde** (546,1 nm) şi **albastru-violet** (435,8 nm). împreună aceste trei culori primare dau culoarea albă. Nici una dintre ele nu poate fi obținută prin amestecarea celorlalte două. *Amestecate în proporții variabile ele pot da orice altă culoare.*

Culorile secundare sunt combinații a câte două culori primare: *galben* (părți egale de roşu şi verde), *albastru-verde* (părti egale de albastru şi verde) şi *violet* (parți egale de roşu şi albastru). Dacă se variază proporția culorilor primare se obțin alte culori (de exemplu mult roşu, puțin verde: roşu-orange; puțin roşu, mult verde: galben-verzui). Prin astfel de amestecuri aditive se pot obține toate celelalte culori, inclusiv cele din domeniul purpuriu (combinații de albastru-violet şi roşu).

Prin *culori complementare* înțelegem două sau mai multe excitații de culoare, respectiv două culori care se potrivesc exact (aşa-numitele culori pare), care, dacă cad m acelaşi loc pe retină, respectiv dacă se amestecă în proporția corectă, dau senzația de culoare albâ. **Perechile de culori ale căror spectre individuale se însumează şi formează un spectru întreg,** adică **culoarea albă,** sunt spre exemplu **galben-orange** şi **albastru, albastru-verde** şi **roşu, albastru-violet** şi **galben,** precum şi **purpuriu** şi **verde.**

Culorile de compensație sunt excitațiile de culoare, respectiv culorile a căror amestec determină o senzație de culoare acromatică diferită de alb (gri).

17.5. POSIBILITAȚI DE INFLUENȚARE A PERCEPERII CULOMI

Calitatea perceperii culorii unui obiect, aşa-numita culoare a corpurilor este influențată de diverşi parametrh, dintre care amintim:

Factori fiziologici, respectiv patologici ai organului vizual al privitomlui

La peste 90% dintre oameni organul vizuală funcţionează corect, ceea ce înseamnâ că toţi percep la fel culorile. **La** 9% **dintre bârbaţi şi cca** 0,5% **dintre femei este afectată perceperea culorii** (Silbemagl şi Despopoulos 1991, citaţi de 44). Se deosebeşte o scâdere, respectiv dispariţia perceperii culorii roşii (protanomalie, respectiv protanopie), a culorii verzi (deuteranomalie, respectiv deuteranopie) şi albastre (tritanomalie, respectiv tritanopie). **Dispariţia completă a perceperii culorilor se numeşte monocromazie.** Este lesne de înţeles câ cei cărora le este afectată perceperea normală a culorilor nu pot practica specialitatea noastrâ. ***Intensitatea iluminării existente***

La o iluminare slabă sau prea puternică culorile sunt mai greu de recunoscut şi deosebit. De aceea **în stomatologie se recomandă determinarea culorii la lumină naturală, de obicei dimineaţa.**

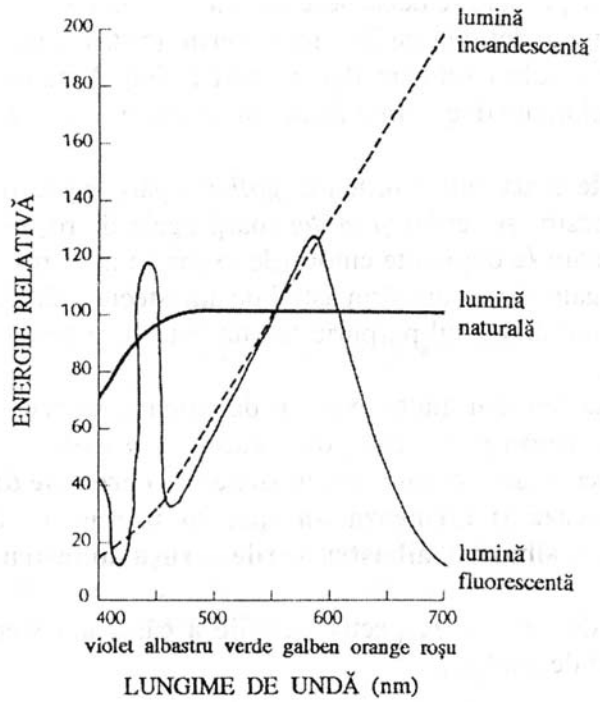


Fig. 17.11. Energia relativâ a trei surse de lumină: naturalâ, incandescentă şi fluorescentă.

Compoziţia spectralâ a luminii care acţioneazâ

Cele mai frecvente surse de luminâ m cabinetele stomatologice sunt incandescente şi fluorescente, deci nu emit o luminâ albâ, pură. 0 lumină incandescentă obişnuită emite o concentraţie crescută de unde galbene, comparativ cu cele albastre şi albastre-verzi, iar plafonierele fluorescente emit concentraţii crescute de unde albastre (fig. 17.11.).

Artiştii îşi aleg în mod tradiţional studiorile iluminate dinspre nord, deoarece această lumină se apropie de cea albă, care cuprinde tot spectml şi e considerată standard. Ea are un *index de interpretare a culorii CRI (color rendering index)* apropiat de 100, corespunzător luminii standard.

De multe ori circumstanţele ne obligă să utilizăm surse artificiale de lumină. în aceste cazuri **este preferată lumina fluorescentă corectatâ cromatic,** care poate avea un CRI de până la 90 (după Bergen şi McCasland).

în funcţie de situaţia iluminâriî (a compoziţiei spectrale a sursei luminoase) se schimbă şi compoziţia spectrală a luminii reflectate sau transmise de obiectul iluminat, respectiv culoarea percepută, nuanţa de culoare. Acest lucru este valabil nu doar pentru lumina artificială (de exemplu lumina roşie-galbenă a unei lămpi incandescente), ci şi pentru lumina zilei, care variazâ în funcţie de *momentul zilei, anotimp şi vreme* (umiditate, poluare).

Seara şi dimineaţa undele luminoase scurte (albastre şi verzi) sunt răspândite şi doar cele lungi (dinspre capâtul roşu al spectmlui) penetrează atmosfera. Lumina din zori şi din amurg este bogată în galben şi orange şi săracă în albastru şi verde.

0 altă sursâ de lumină de referinţă e *temperatura cuîorii,* care este raportatâ la culoarea unui corp standard negm, incandescent. Astfel 1000°K este roşu, 2000°K galben, iar 8000°K albastru deschis. Lumina zilei are o temperatură a culorii de *6500°K.*

Faptul că senzaţia de culoare depinde de mai mulţi factori subliniază necesitatea de a defini câteva repere pentru lumina artificială, la care să ne referim când stabilim culorile. In

Germania, norma pentru lumina medie naturală a zilei este **D65** sau conform normei **DIN 5033 lumină C,** care corespunde la o temperatură de emisie a gazelor de **6500 Kelvin,** iar în SUA este **D75.** Sursele de lumină emit radiaţii cu intensitate maximă în domeniul spectral de 500-570 nm (culoarea verde). Lumina naturală de seară, conform normei **DIN 5033 lumina** A, emite radiaţii cu intensitatea maximă m domeniul spectral al luminii roşii, iar temperatura corespunzătoare este **de2850Kelvin.**

Culoarea mediului înconjurător (contrastul spaţial)

Şi în cazul aceleiaşi iluminări şi priviri, culoarea poate fî percepută diferit, condiţionat de culorile mediului înconjurător (contrast simultan). Acelaşi ton de culoare apare, condiţionat de mecanismele de adaptare ale ochiului, mai închis pe un fond deschis şi mai deschis pe un fond închis. Acesta este şi motivul pentru care, spre exemplu dinţii oamenilor cu tegumente închise la culoare par mai albi decât ai celor cu tegumente deschise.

Creierul poate fi înşelat la percepţia culorilor. Exemplul clasic este discul lui Benham (fig. 17.12.). Dacă discul alb-negru e iluminat şi rotat, el apare colorat.

Timpul privirii unei culori

La o privire mai îndelungatâ o culoare este percepută altfel, mai puţin saturată şi strălucitoare decât în primul moment când o privim. Acest fenomen de schimbare a culorii îl întâlnim spre exemplu într-o încăpere iluminată de lumina incandescentă gălbuie, pe care după un timp o percepem albă. Simultan saturaţia culorii complementare creşte. Astfel se explică de ce alegerea culorii poate fi facilitată prin vopsirea pereţilor m albastru deschis (culoare complementară cu galben) şi privirea periodică a acestora la alegerea culorii.

Culori percepute imediat inainte (contrast temporal)

Dacă privim o culoare peste un anumit timp (adaptare locală) şi m final privim o suprafaţă albă apare culoarea opusă, aşa-numita culoare postimagine (de exemplu după roşu apare verde) = *contrast succesiv.* Dacă m loc de suprafaţa albă privim o suprafaţă de altâ culoare, aceasta din urmâ se amestecă cu culoarea opusă primeia.

Structuraformei şi suprafeţei obiectului

Forma obiectului poate să influenţeze din când în când putemic culoarea percepută. Nu rar obiecte de aceeaşi culoare, dar cu structură de suprafaţă diferită (de exemplu mat şi lucios) sunt percepute diferit ca şi culoare.

Factori psih ologici

0 anumită aşteptare din partea privitorului poate să influenţeze percepţia culori^

Unghiul din careprivim contează de asemenea.

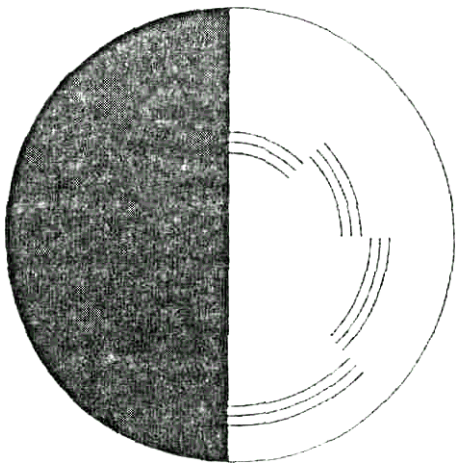


Fig. 17.12. Discul lui Benham.

17.6. METAMERIA ŞI CONSECINŢELE EI

Unele culori au proprietatea ca m anumite condiţii identice de iluminare să determine aceeaşi senzaţie de culoare (respectiv valenţă de culoare) privitomlui. Prin modificarea relaţiilor

de iluminare şi prin aceasta a compoziţiei spectrale a luminii ele nu mai sunt văzute identic, deci au o reflectanţă spectrală diferită. Reflectanţa spectrală reprezintă raportul dintre intensitatea fluxului rediant şi cel incident. Culori cu asemenea proprietăţi sunt denumite *metamere (condiţionat identice* iar fenomenul care stă la bazâ ***metamerie*** (fig. 17.13.).

Doar dacă două culori ale corpurilor au aceeaşi compoziţie spectrală şi prin aceasta aceeaşi capacitate de absorbţie, ele sunt identice indiferent de iluminare *(culori necondiţionat identice).*

Şi m stomatologie se întâlneşte acest fenomen, de exemplu la confecţionarea coroanelor şi intermediarilor **PPF** mixte, nepermiţând imitarea unei culori existente. Drept urmare, orice reproducere a culorii, când se lucrează cu alte materiale, este identică doar la o anumitâ iluminare. Schulze descrie acest fenomen în 1975 ca pe un model coloristic:

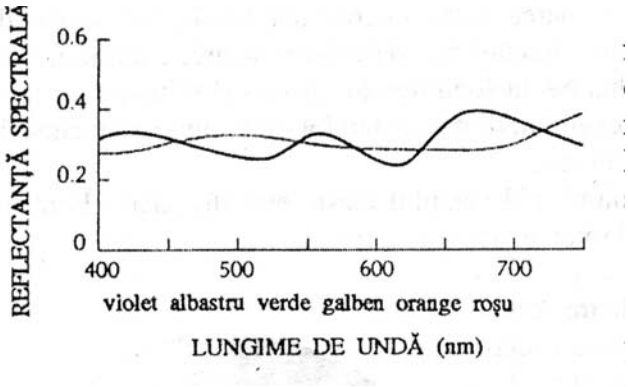


Fig. 17.13. Curbele de reflectanţă a unei perechi metamere.

„Dacă vrem sâ imităm un model străin, această problemâ este practic aproape imposibilâ, deoarece uictorul străin, m general, a lucrat cu alte matenale. N01 putem obţine doar culon condiţionat identice şi e imposibil să cerem ca reproducerea să fie identică pentru mai mult de o iluminare" (26). Noi ne străduim să reproducem o culoare la lumina zilei, deşi şi aceasta este condiţionată de momentul zilei, de anotimp precum şi de vreme. Kuppers, m 1978, ajunge la următoarea concluzie: „Intr-un proces de reproducere nu se poate reda culoarea originală deoarece e posibilă doar identitatea condiţionată. Din nenumăratele situaţii de iluminare, putem ţine cont la reproducere doar de una singură" (41). De aceea **este imposibilă redarea culorii unui dinte din compozit sau ceramică în proporţie de 100% m toate condiţiile de iluminare** (vezi situaţiile când medicul ia culoarea la o sursâ de lumină din cabinet şi tehnicianul la cea din laborator).

17.7. SISTEME DE ORDONARE A CULORILOR

în scopul de a sistematiza culorile şi valenţele de culori, de-a lungul timpului s-au creat diferite sisteme de ordonare a culorilor. Exemple de pionieri in acest domeniu sunt Johann Heinrich Lampert (1772, Piramida culorilor) şi Philipp Otto Runge (1810, Sfera culorilor), iar pentm zilele noastre Wilhelm Ostwald (1963, Conurile duble) şi Manfred Richter (1950, Harta de culori DIN).

Cel mai râspândit sistem mondial de ordonare a culorilor este cel creat de pictorul american *Albert Henry Munsell,* în 1915. în cadrul acestui sistem de clasificare culorile sunt redate prin mici pătrate în cele trei direcţii ale spaţiului, exprimându-se astfel dimensionalitatea culorii.

Culorile la fel de deschise - totul se referâ la albul ideal - sunt situate orizontal în acelaşi plan. în cadrul aceluiaşi plan, culorile sunt clasificate în funcţie ,de saturaţie (intensitate). Cu cât

saturația e mai mare, cu atât ele sunt mai îndepârtate de axă. Culorile cu aceeaşi intensitate, situate în diferite planuri, se găsesc pe un cerc. Rezultă astfel un corp rotund, aşa-numitul *corp colorat al lui Munsell* (fig. 17.14). Fiecare culoare m cadrul sistemului Munsell poate fi definită prin trei parametrii:

1. ton sau nuanță (Hue);
2. saturație sau intensitate (Chroma);
3. grad de strălucire sau luminozitate (Value).

Nuanța este determinată de lungimea de undă reflectată sau/şi transmisâ. **în sistemul Munsell nuanța are 10 gradații: galben, galben-roşu, roşu, roşu-purpuriu, purpuriu, purpuriu-albastru, albastru, albastru-verde, verde, verde-galben** (fig.17.15.). Fiecare gradație la rândul ei are mai multe gradații (ex. 1R, 2R, 10R), care la rândul lor se mai subîmpart (ex. 4.3 G, 8.1 GR). **Nuanțele dinților naturali se situează cel mai frecvent între G şi GR.**

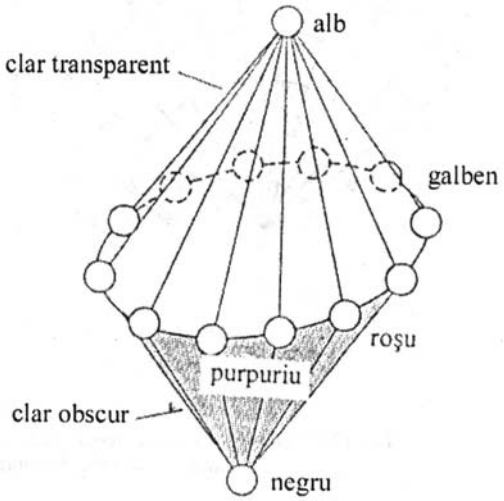


Fig. 17.14. Spațiul de culori după Munsell.

Saturația este dată de concentrația pigmentului. **Dinții naturali au saturația cuprinsă între 0,5 şi 4.**

Luminozitatea este relativâ. Ea este o consecință a cantității de energie luminoasă reflectată sau transmisă de obiect. Dinții naturali au o luminozitate cuprinsă între 5,5 şi 8,5 fotoni (fig.17.16.).

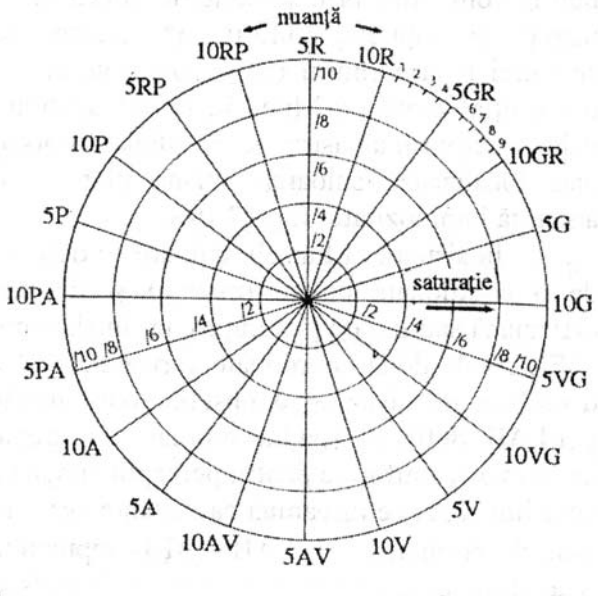
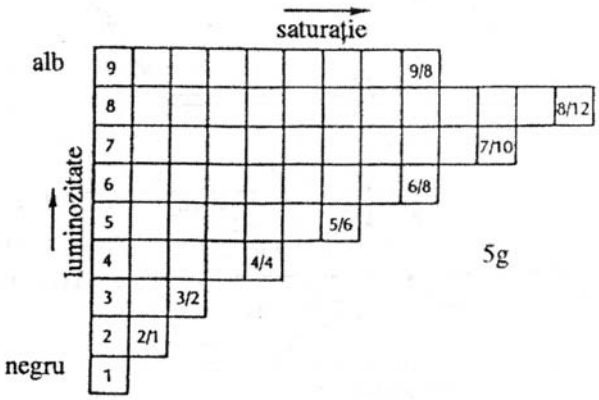


Fig. 17.15. Aranjamentul nuanței şi a saturației în sistemul Munsell: R (roşu), GR (galben-roşu), G (galben), VG (verde-galben), V (verde), AV (albastru-verde), A (albastru), PA (purpuriu-albastru), P (purpuriu), RP (roşu-purpiiriu).



Tig. 17.16. Aranjamentul saturației şi al luminozității în sistemul Munsell.

Prin măsurarea parametrilor de mai **sus** se poate indica exact o anumită nuantâ (fig. 17.17).

In 1978, **CIE** (Commision Intemationale de l'Eclairage) a măsurat după o metodă proprie culorile din „Munsell Book of Colors" şi le-a reprezentat grafic într-o retea de coordonate (fig.17.18.).

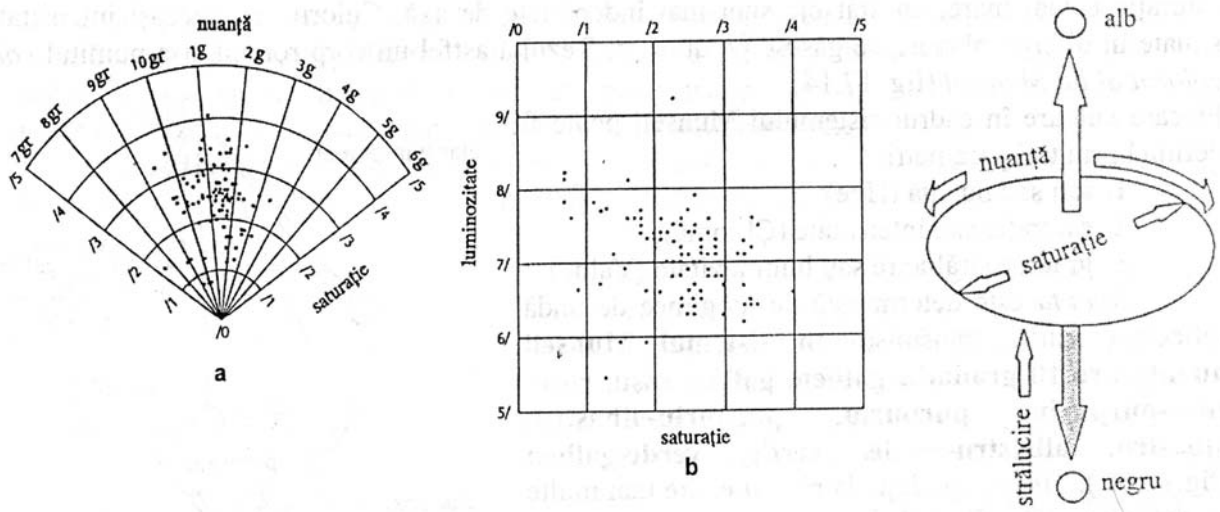
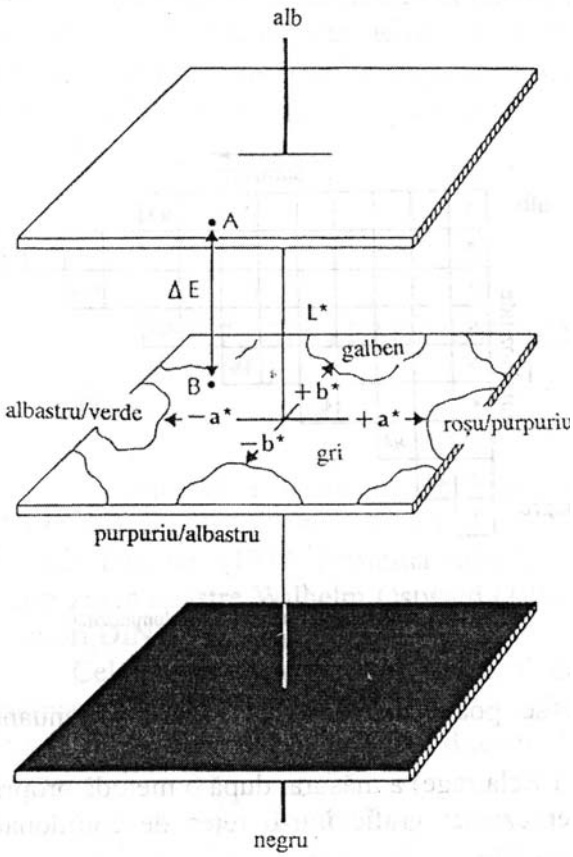


Fig. 17.17. Localizarea culorii treimii medii a 95 de incisivi în sistemul Munsell:
a. nuanță și saturație; b. saturație și luminozitate.

Fig. 17.18. Reprezentarea tridimensională a culorilor dupâCIE.

Nuanța și saturația sunt reprezentate sub forma unui cerc, iar strălucirea, a treia coordonată, corespunde cu axa verticală a spațiului de culoare. La nivelul axei verticale (axa griurilor) sunt redate toate valorile de gri, de la negru (jos) până la alb (sus).

Coordonatele sistemului CIE sunt L, a, b. L este proporțional cu luminozitatea și conferă caracterul alb-negru (acromatic) al culorii. Caracteristicile cromatice sunt redate de a* și b* și ele pot fi convertite prin parametrii numerici în nuanța și saturația culorii. a* corespunde spațiului roșu-purpuriu (+)/ albastru-verde (-) din spațiul cromatic Munsell, iar b* spațiului galben-purpuriu/albastm. Cele două coordo-nate localizează culoarea într-un plan de o anumită luminozitate (fig. 17.19.).



în sistemul Munsell, culoarea e definită de o coordonată polară (nuanța) și de una carteziană sau liniară (saturația), iar în sistemul CIELAB de două coordonate carteziene. Spre deosebire de sistemul Munsell, coordonatele CIELAB definesc spațiul cromatic m trepte aproximativ uniforme pentru percepția umană a culorilor, ceea ce înseamnă că distanțe egale în spațiul cromatic CIELAB (AE) reprezintă gradații de culoare percepute egal, ceea ce face mai ușoară interpretarea culorilor.

Fig. 17.19. Spațiul de culoare La*b*. A și B sunt doua culori care pot fi definite prin cele trei coordonate, iar AE reprezintă diferența de culoare.

17.8. PRINCIPII DE BAZĂ PENTRU DETERMINAREA CULORII ÎN PROTETICA FIXĂ

Din cele relatate până acum rezultă că **în elaborarea restaurărilor protetice o redare exactă a culorii dinţilor pierduţi nu este posibilâ.** Pentm a ajunge totuşi la o situaţie optimă

urmaţi următoarele sfaturi:

1. suprafaţa dinţilor naturali trebuie să fie curăţată m ziua determinării culorii şi în ziua probei, respectiv a fixării. **De** aceea este indicatâ o igienizare prealabilă a dinţilor;

2. determinarea culorii nu trebuie să se facă după un tratament dentar prelungit, deoarece suprafeţele dentare care nu sunt umezite de salivă sau apă se usucă. Astfel opacitatea dinţilor **creşte;**

3. prin umezirea dinţilor naturali şi a dintelui din cheia de culori se poate realiza o egalizare a stmcturii de surprafaţâ (a texturii);

4. determinarea culorii trebuie să se facă la lumină naturală şi comparativ şi la lumină artificialâ (incandescentă şi fluorescentă). Dacă e posibil se preferă lumina zilei. Cele mai favorabile sunt zilele luminoase (ideal este un cer uşor înnorat, între orele 10-11 şi 14-15). Soarele putemic de amiază trebuie evitat la alegerea culorii;

5. deoarece culoarea mediului înconjurâtor (şi aici menţionăm m special roşul buzelor) influenţează culoarea dinţilor, determinarea trebuie să se facă cu buzele retractate şi relaxate. Este sigur că nuanţa rujului şi a îmbrăcâmmtei pot influenţa culoarea dinţilor. De aceea este indicat ca la determinarea culorii sâ nu se folosească mjul, fardurile şi îmbăcămintea colorată. Mediul înconjurător trebuie să fie neutru dm punct de vedere cromatic;

6. durata de privire trebuie să fie scurtă (maxim 5 secunde) pentru a preveni schimbarea perceperii ochiului;

7. dintele din cheie trebuie ţinut m aceeaşi poziţie cu dintele natural;

8. atunci când determinarea culorii se face cu greutate, se utilizează mostre confecţionate, modificate. Modificările, respectiv combinaţiile se realizează astfel:

a) dintelui artificial confecţionat i se şlefuieşte coletul;

b) dintele artificial confecţionat are suprafaţa orală acoperită cu un strat opac de lac de argint;

9. cavitatea bucală a pacientului să fie la înălţimea ochilor practicianului;

10. determinarea culorii se face la începutul şedinţei pentru ca ochii medicului să fie odihniţi;

11. între determinări ochii se relaxează prin privirea unui obiect albastru;

12. prin îngustarea fantei palpebrale cantitatea de lumină ce ajunge la celulelecu conuri scade şi permite celulelor cu bastonaşe (localizate la periferie) să discrimineze strălucirea îîulorilor;

13. mostrele se schimbă repede;

14. ***caninul,*** având cea mai mare saturaţie a nuanţei dominante corespunzâtoare dmţiloS naturali, va fî utilizat ca ***element de referinţâ în alegerea culorii;***

15. pentru ca restaurarea protetică să aibă un aspect cât mai natural, va trebui să ţineţi cont de variaţia culorilor pe arcadă, după cum urmează: incisivii superiori au aceeaşi saturaţie cu premolarii, incisivii inferiori au un grad mai mic de saturaţie decât incisivii superiori, iar caninii cu două grade mai mult decât incisivii superiori;

16. dacă întâmpinați greutăți în alegerea culorii, alegeți întotdeauna culoarea cu saturația mai scăzută şi strălucirea mai crescută, deoarece saturația crescută şi strălucirea scazută dau opacitate restaurării.

Este bine sâ ținem cont de factorii enumerați, deoarece culoarea coletului, luciul de suprafață, structura şi transluciditatea dintelui din cheia de culori au o influență hotârâtoare asupra culorii reconstituirii.

- Borenstein (12) atrage atenția asupra altui aspect: sub influența luminii ultraviolete dinții naturali au o culoare alb-albăstruie. Acest efect de fluorescență ar trebui să fie prezent şi la dinții artificiali. 0 egalizare greşită (fluorescențâ prea slabă sau prea putemică) devine evidentă m încăperi cu radiații ultraviolete (de exemplu m discoteci). **Dacă atât dinții naturali, cât şi cei artificiali invecinați prezintâ aceeaşi reacție la lumina ultravioletâ, atunci şi nedoritul fenomen al metameriei devine mai puțin evident la lumina zilei.**

între timp au apărut dinți din polimeri şi ceramicâ pentru coroane de înveliş sau pentru placajele coroanelor şi **PPF** , care nu conțin componente radioactive, utilizate m trecut pentru obținerea fluorescenței şi care dau rezultate foarte bune.

17.9. CHEI DE CULORI

Metoda vizuală de determinare a culorii cu ajutorul cheilor de culori a rămas chiar şi în prezent cea mai raspândită în practică.

Un sistem ideal de chei de culori trebuie să îndeplinească anumite condiții:

1. să redea paleta de culori a dinților naturali;

2. dinții artificiali din cheie să fie ordonați în gmpe pe tonuri de culori (Hue);

3. dinții artificiali din cheie să fie confecționați din acelaşi material ca şi materialul de placare (polimer, material compozit sau ceramică);

4. materialele de placare să fie disponibile şi sub formă de ic;

5. mostra culorii complete sub formă de lamă de cuțit trebuie să fie comparabilă cu placarea restaurării;

6. în cadrul gmpei de tonuri de culori intensitatea foițelor trebuie să se modifice treptat;

7. dacă culoarea aleasă este între două probe de culoare, trebuie să fie posibilă obținerea ei prin amestecarea de părți egale din cele două culori;

8. cheia de culori ar trebui sâ fie diferită pentru diferitele structuri de suprafață.

Producătorii de materiale de placare şi dinți artificali utilizează diferite sisteme de chei de culori. **De aceea la alegerea culorii trebuie folosit sistemul de chei de culori al firmei a cărui produs îl vom utiliza.**

Cheile de culori ale firmelor specializate sunt structurate pe grupe de tonuri de culori. In cadrul unei grupe de tonuri de culori, mostrele au o intensitate a culorii diferită. Practicianul trebuie să cunoascâ această ordonare.

Dacâ alegerea culorii nu o realizează tehnicianul, toate informațiile trebuie transmise m formă scrisă şi corect interpretate. în special la restaurările metalo-ceramice şi/sau integral

ceramice se poate ajunge la rezultate proaste prin egalizarea incorectă a culorilor. **Pentru a evita aceste potențiale greşeli este bine ca alegerea culorii să se facă şi de către tehnicianul care confecționează lucrarea. Acesta devine astfel capabil să materializeze restaurarea conform celor văzute şi nu a celor dictate.** Medicul poate fi de față şi este bine să consemneze în scris opțiunea. Aşadar ceea ce văd patru ochi este mai mult decât văd doi. în fiecare echipă există **„înțelegeri tâcute"** care funcționează şi sunt verificate de-a lungul a mulți ani. Procedeul este simplu, dar are câteva ***dezavantaje:***

- s-a demonstrat faptul că cheile de culori nu acoperă toată gama cromatică a dinților naturali;
- există diferențe de culori între cheile aceleiaşi firme;
- dinții artificiali din chei nu sunt confecționați respectând tehnologia de laborator sau cabinet (lucru necunoscut sau neglijat de către mulți practicieni);
- subiectivismul - perceperea senzației luminoase diferâ de la individ la individ, de la o zi la alta şi de la o sursă luminoasă la alta.

Bergen (44) a demonstrat că diferențierea, perceperea şi descrierea culorilor poate fi îmbunătățită prin antrenament.

Exemplificăm în continuare câteva dintre cheile de culori mai cunoscute ale firmelor **VITA** şi **IVOCLAR.**

Cheia de culori de la **VITA** a apărut pe piață în 1956, când s-au confecționat primele coroane Jacket din ceramică. în cadrul ei există **4 grupe de culori, fiecare având** 3-5 **grade de densitate** (include luminozitatea şi intensitatea). Grupele de culori sunt următoarele:

A maroniu-roşcat (A1-A2-A3-A3,5-A4);
B galben-roşcat (B 1-B2-B3-B4);
Cgri(Cl-C2-C3-C4);
D gri-roşcat (D2-D3-D4).
Avantajele acestei chei de culori sunt următoarele:

- dinții din cheie prezintă formă asemănătoare cu cea a dinților naturali,
- spațiul de culoare coincide cu cel al dinților naturali,
- utilizare facilă. Există însă şi dezavantaje:
- prin simplificare, domenii întregi de nuanțe pot fi omise;
- repartiție inegală (gmpele C şi D apar mai frecvent);
- densitatea nu acoperă tot spectrul dinților naturali.

Actualmente, cheia de culori **VITAPAN classical** este recomandată pentru dinții polimerici, iar **VITA Lumin-Vacuum** pentru cei din ceramică.

Sistemul de culori **VITAPAN 3D-MASTER** este un sistem mai nou de determinare a culorii dinților conceput după un principiu sistematic de ordonare metrică a culorilor. El ține cont de cele trei dimensiuni ale culorilor (3D): *lummozitate, intensitate şi nuanță.* Spectml acoperă culorile cele mai frecvente ale dinților naturali. Cota de incidență este de aproximativ 96%. 0 acoperire de 100% ar creşte sortimentele de culori încât ar face întregul sistem nerentabil.

VITAPAN 3D-MASTER împarte spațiul de culori m 5 trepte de luminozitate, 3 **trepte** de intensitate pentm **nuanța medie** (M) şi 2 **trepte** de intensitate pentm **nuanțele gălbui** (L) şi **roşietice (R).** Pentru toate caracteristicile frecvența este maximă m zona mijlocie a spațiului de culoare. Spre exemplu luminozitate 3 prezintă 50%, iar 2 şi 4, 46% din dinții studiați.

Acest nou sistem prezintă o serie de caracteristici:

- simplu, sigur şi corect;
- sistematizat;
- se bazează pe un principiu metric de ordonare a culorilor;

- alegerea este simplâ;
- reproducerea este sigură;
- determinarea se face rapid.

în general într-un spațiu restrâns culorile sunt greu de diferențiat. La acest sistem distanțele sunt astfel alese încât să poată fi bine diferențiate. Sistemul VITAPAN 3D-MASTER este singurul la ora actuală elaborat după un principiu sistematic de ordonare metrică. **El acoperă spectrul metric, sistematic, uniform şi complet.**

Cheia de culori a firmei **IVOCLAR, CHROMASCOP,** prezintâ 5 grupe de culori (alb, maro deschis, roşcat, gri, maro închis), fiecare având 4 trepte de intensitate.

Avantajele acestei chei sunt următoarele:

- corpul cheii se poate dezinfecta;
- dintele din cheie se poate steriliza;
- este ergonomic.

Desigur că pe piață există un număr considerabil mai mare-de materiale şi chei de culori. In Europa şi în țara noastrâ, mai cunoscute şi utilizate sunt cele menționate mai sus.

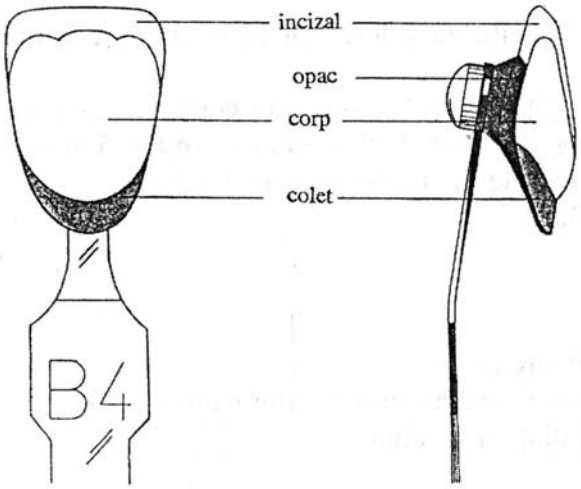


Fig. i7.2o.Dinte d eceramicâ din cheia de cuiori.

Fiecare cheie de culori are o zonă opacă, o culoare de colet, de corp şi una incizală (fîg. 17.20.). Selecția culorii constă în alegerea dintelui din cheie, care pare cel mai natural.

Atunci când utilizâm **SIC** comunicarea culorii dentinei preparate laboratomlui este de un real folos. Pentru aceasta se utilizează chei de culori pentru dentină.

Majoritatea cheilor de culori comerciale nu acoperă toatâ gama de culori întâlnită la dinții naturali şi treptele cheii nu ating limita percepției vizuale. Utilizarea mai multor chei de culori este o cale de a extinde gama lor.

17.10. INFLUENȚE SPECIFICE ASUPRA DETERMINARII ŞI COMPARĂRII CULORII

în protetica fixă, determinarea culorii reprezintă procedeul care se desfaşoară pe pacient şi care permite evidențierea culorii dinților restanți cu ajutorul unei chei de culori. Astfel devine posibil ca materialul sau materialul de placaj să corespundâ tonului de culoare a dinților naturali.

Prin termenul de **comparare a culorilor** înțelegem procedeul de a utiliza astfel materialele de restaurare şi/sau placare, încât să atingem un ton de culoare şi o transluciditate care să corespundă culorii dinților restanți.

Prin prelucrarea şi stratificarea corectă a materialelor de placat tehnicianul încearcă să egalizeze dinții restanți ca formă, culoare, transluciditate şi structură de suprafață. Determinarea şi egalarea culorii sunt influențate de mai mulți factori:

1. structura dinților naturali diferă de materialul cheii de culori. Dinții naturali şi artificiali absorb şi reflectă diferit spectml sursei de lumină. Această diferență determină imposibilitatea egalizării culorii pentru orice iluminare, adică a evitării fenomenului de metamerie;

2. gradul de absorbție şi reflexie spectrală diferă între cheile de ceramică, polimeri şi materiale compozite;

3. mostre diferite ale aceleiaşi firme, deşi au acelaşi număr, se deosebesc prin comportamentul la absorbție şi reflexie;

4. dacă controlul de calitate al firmei lasă de dorit, pot apare diferențe în cadrul produselor aceleiaşi firme;

5. orice restaurare metalo-ceramică necesită un material opac pentm acoperirea metalului. La câteva produse ceramice acest material nu este în concordanță cu tonul, intensitatea şi luminozitatea dentinei;

6. redarea culorii este în relație directă cu grosimea stratului, respectiv cu oferta de spațiu pentru ceramica de placare. La o construcție metalo-ceramică oferta de spațiu pentru masa ceramică nu este egală cu grosimea unei chei de culori convenționale, care e de trei sau patru ori mai mare.

In cadrul acestei etape, de determinare a culorii cu ajutorul cheii de culori, cel mai important lucru este sistematizarea. Vom exemplifica procedeul prin alegerea culorii cu ajutorul sistemului **VITAPAN 3D-MASTER** (fig. 17.21.).

- ***primul pas*** constă m alegerea gradului de luminozitate;

- ***pasul al doilea'.*** în cadrul nuanței se alege intensitatea;

- ***pasul al treilea*** constă m recunoaşterea unei devieri de la nuanța medie înspre roşu sau galben. In acest caz se redetermină intensitatea.

Toate datele obținute se trec în fişă. De asemenea se trec şi caracteristicile individuale ale dinților naturali care au fost înregistrate.

In cazuri foarte grele se poate realiza o fotografîe a dintelui din cheia de culori alături de dintele natural. Aceasta poate evidenția indubitabil relația dintre cele două obiecte. Determinarea culorii se pare că nu reuşeşte cu ajutoml fotografiei, datorită redării slabe a culorii şi a calității diferite a filmelor. Aceleaşi dezavantaje le prezintă şi utilizarea diapozitivelor m determinarea culorii (metoda fiind verificată mai mulți ani în Disciplina de Propedeutică şi Materiale Dentare).

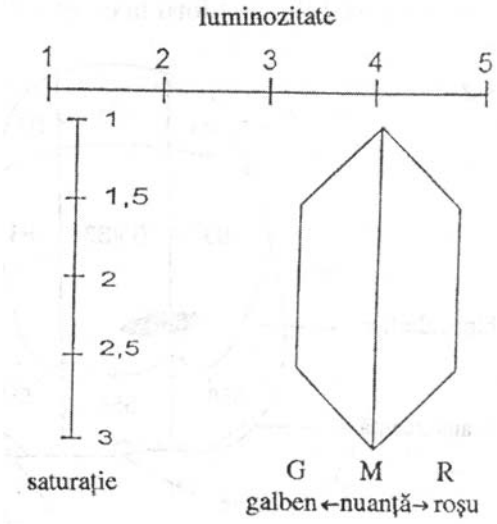


Fig. 17.21. Schema de comunicare între cabinet şi laborator.

Dacă culoarea aleasă se situează între două modele ea se poate realiza prin mărirea saturației masei ceramice sau printr-o colorare de suprafață. în aceste cazuri se alege culoarea cu

intensitatea mai slabâ. Prin colorarea de suprafață intensitatea culorii nu poate fi diminuată, ci doar mărită. Soluția cea mai bună din punct de vedere estetic este totuşi evitarea machierii de suprafață a placajului ceramic. Prin înglobarea culorilor se obține un efect mult mai profund, mai natural. Pentru a stabili caracteristicile individuale şi a le reda în masele ceramice se confecționează chei de culori speciale pentru mase intensive. Un exemplu este sistemul **Creativ-Color** al firmei **Ducera,** Rosbach. Culorile sunt împărtite în patru grupe, care nu se deosebesc doar in privința culorii, ci şi a translucidității.

Sarcina tehnicianului de a reda culoarea dinților naturali la nivelul restaurărilor nu este tocmai uşoară. Deficiențele pot apare atât în faza de determinare a culorii, dar şi în cadrul comunicării dintre medic şi tehnician. Sistemul **COLOR-PALETTE** al firmei **IVOCLAR** simplifică complexitatea determinării şi transmiterii culorii. Informatia individuală urmează paşi logici fiind transmisă schematic pe o fişă.

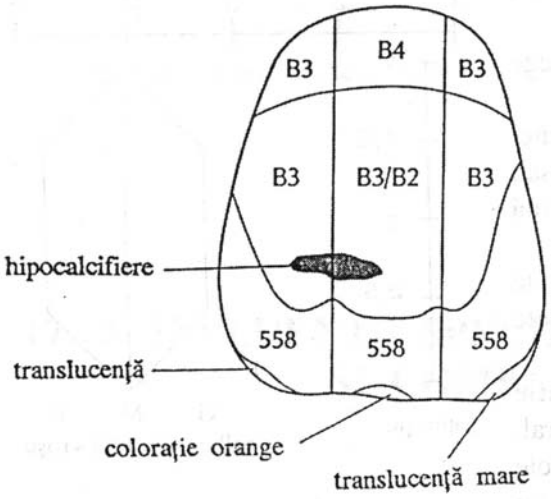
Avantajele acestui procedeu sunt următoarele:

- uşurează medicului determinarea culorii;
- simplifică comunicarea între el şi tehnician;
- contribuie la realizarea unei estetici superioare.

După cum am mai amintit, cheia de culori **CHROMASCOP** are 20 de dinți. Mai nou, pe lângă indicativul firmei, mai apare şi indicativul corespunzător de la cheia de culori a firmei **VITA.** Aceasta creează m viitor premize pentru lucml cu o singură cheie de culori. Pentm determinarea individualizată a culorii mai sunt ataşate 10 plăcuțe de culoare. Este vorba de 4 mase ceramice transparente şi 6 mase ceramice intensive pentru dentină. Sistemul mai conține opt desene cu forme diferite ale dinților şi şapte creioane colorate. Ele se utilizează pentru individualizarea diferitelor zone. Pe dosul fişelor se mai pot transmite informații suplimentare m formă scrisă.

Etapele care trebuiesc urmate sunt următoarele:

- stabilirea culorii primare a dintelui cu cheia **CHROMASCOP;**
- stabilirea culorii la colet, utilizând şi plăcuțele pentru culori intensive ale dentmei;
- stabilirea transparenței zonei incizale cu ajutorul plăcuțelor pentru mase transparente;
- evidențierea unor particularități, folosindu-ne de plăcuțele pentru mase intensive.



Harta de distribuție a culorilor este un mod practic pentru selecția exactă a culorilor şi pentru evidențierea distribuției lor. Pentru realizarea ei dintele este divizat în trei regiuni:
cervicală, medie şi incizală. Granițele dinte tentele de culoare se marchează sub forma unei diagrame. Se pot evidenția şi caracteristici individuale ca linii de fractură, hipocalcifieri, colorații proximale, care sunt comunicate tehnicianului (fig. 17.22.).

Fig. 17.22. Harta de distribuție a culorilor.

17.11. SISTEME N01 DE DETERMINARE COMPUTERIZATĂ A CULORII

Ochiul uman nu corespunde integral determinării obiective a culorilor. Utilizarea cheii de culori nu satisface m totalitate. Astfel reproducerea culorii dinţilor naturali este oarecum hazardată. Apariţia sistemelor computerizate ca urmare a evoluţiei tehnicii a permis **reproducerea culorii asistată de calculator.'**

ADA a ajuns la concluzia că utilizarea cheii de culori ca mijloc de comunicare este neadecvată, remarcând următoarele:

1. cheile de culori existente la ora actuală nu corespund culorilor naturale ale dinţilor;
2. cheile de culori nu corespund m totalitate materialului de restaurare;
3. sunt necesare măsurâri spectrofotometrice ale dinţilor naturali pentru a obţine un anumit standard;
4. trebuie să ţinem cont de opalescenţă şi fluorescenţă.

Opalescenţa este un efect optic care apare prin refracţia luminii la nişte particule foarte fine dispersate omogen într-un sistem. Dacă mărimea particulelor este mai mică de 0,01 p-m dispersia apare clară, deoarece nu se produce refracţie. Dacă particulele sunt mai mari de 0,7 p,m prin refracţie se produce o tulburare.

Termenul de opalescenţă provine de la piatra opal, care rezultă din Si02 şi conţine până la 21% apă. La opal dimensiunea particulelor de apă este m domeniul luminii albastre (0,4-0,5 p,m), deci lumina albastrâ este reflectată, iar cea roşie este transmisă.

Fluorescenţa este senzaţia luminoasâ care apare după lO^-lO'^6 secunde de la excitaţia luminoasă UV, cu o lungime de undă mai mare. De aceea ceramicile dentare trebuie să conţină mijloace fluorescente. Trebuie să ţinem cont câ şi lumina naturală a zilei are componente UV.

In ultimii ani s-a acordat mai multă atenţie fluorescenţei şi s-a dezvoltat chiar şi o **ceramicâ opalescentâ,** respectiv sistemul **Value Conversion,graţie** cercetărilor lui *Yamamoto* şi *Shofu.*

Structura materialelor de restaurare trebuie în continuare îmbunătăţită, dar avem nevoie de cunoştinţe mai aprofundate despre culorile dinţilor naturali. Acestea se studiază cu ajutorul unor instmmente electronice.

Spectrofotometrul este un aparat de măsură care măsoarâ cantitatea şi calitatea luminii reflectate de un obiect şi o identifică într-un spaţiu de culoare. La măsurare se ţine cont şi de componenta **UV** şi de gradul de transmisie al luminii.

Colorimetrul ne dă direct coordonatele de culoare, fară manipulare matematică. El prezintâ fîltre de culoare care simulează răspunsul receptorilor de culoare de la nivelul ochiului.

Clasificarea instrumentelor de măsurare a culorilor se poate face astfel:

1. după metoda de măsurare;
2. după relaţia spaţială între obiect şi instrument. ***1.1. Metoda tristimulârii***

Aparatele de măsură conţin trei senzori a căror sensibilitate izocromatică este corespunzătoare celei a ochiului umaa. Aparatele, se numesc m general **colorimetre.** în ultimul

tîmp, datorită evoluției tehnologice, acestea se caracterizează prin transport şi manipulare uşoară, precum şi prin economie de timp şi preț relativ mic.

1.2. Metoda spectrală

Lumina reflectată sau transmisă de corpul de măsurat fiind împârțită în lungimi de undă la distanțe de 10-20nm. Cu un senzor se măsoară remisia şi transmisia. Cu ajutorul unui computer datele sunt transformate în valori X, Y şi Z. Aparatele care funcționează pe baza acestei metode au capacitatea de a controla înt-o oarecare măsură metameria, deoarece pot măsura distribuția spectrală relativă. Problema constă m faptul că necesită aparatură masivă şi foarte costisitoare.

2.1.Metodafără contact

Obiectul este iluminat de la o sursă exterioară şi măsoară lumina reflectată. Distanța dintre aparatul de măsură şi obiect, precum şi condițiile mediului înconjurător pot influența negativ determinarea. Rezultatele obținute coincid m mare parte cu cele determinate prin metoda vizuală.

2.2.Metoda cu contact

In general sursa luminoasă este inclusă m instmmentul de măsurâ, care vine în contact cu obiectul de măsurat. Avantajul constâ în faptul câ totalitatea condițiilor de iluminare nu mai prezintă importanțâ. Aceste aparate sunt de dimensiuni reduse, deci ar fi ideale pentru practicâ. Dezavantajul constă m faptul că suprafețele denivelate pot să modifice rezultatele şi să conducâ la greşeli de măsurare.

Comunicarea rezultatelor determinării culorii cu aparatele CHROMASCAN şi COLOR TUTOR se face în cifre şi litere.

Sistemul **CAS-ID** prezintă avantajul că ne dă ca rezultat caracteristica opticâ (coeficient de absorbție şi reflexie) şi ne indicâ ce fel de ceramică sâ utilizăm, proporțiile de amestec şi unde să o poziționăm. Dezavantajul constâ m faptul că pacientul trebuie foarte mult analizat, iar aparatura e prea costisitoare şi complicată pentru un cabinet stomatologic.

In cele ce urmează descriem instmmentul de măsură **M-1863d** (fig. 17.23.), destinat special pentru determinarea culorii dinților. El a fost realizat de către **Makoto Yamamoto** m colaborare cu firmele **Minolta** şi **Shofu.** Primul aparat a apărut în 1993 şi a fost testat m diverse universități. De atunci bineînțeles că i s-au facut o serie de îmbunâtățiri. Determinarea culorii prin această metodâ de măsurare eliminâ factorii subiectivi, cum sunt iluminarea, mediul înconjurător şi se caracterizează printr-o mare capacitate de reproducere. Deoarece rezultatul determinării este redat într-o formâ numerică, reproducerea parametrilor culorii nu este uşoară. De aceea s-a determinat un spațiu de culoare al dinților, cu ajutoml căruia rezultatele determinărilor sunt redate identic cu descrierile vizuale.

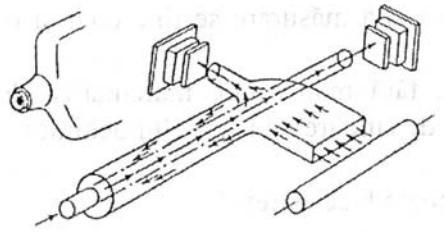


Fig. 17.23. sistemul optic al aparatuiui M-i863d.

Principiul de funcționare este următorul: Sursa de luminâ este o lampâ de xenon, care emite o luminâ apropiatâ de standardul D65. Lumina este condusă prin tuburi de fibre de sticlă şi are un cap ce vine în contact cu corpul de măsurat. Lumina reflectată este preluată de un cap poziționat vertical şi transmisă prin fibre de sticlă la celulele fotosensibile din siliciu, unde are loc măsurarea. Rezultatul este transmis unui minicomputer, care are un program de determinare a culorii

.

Pe principiul spațiului de culoare s-a dezvoltat sistemul **ShadeEye-EX** împreunâ cu ceramica **Vintage-Hallo.** Astfel a apărut o nouâ modalitate de determinare şi reproducere a culorilor naturale ale dinților. Acest sistem funcționează m Japonia de un an şi problema inițială a fost aceea legată de

stocarea datelor. Drept urmare a apărut programul **ShadeEye File.** Astfel toate informațiile care anterior erau transmise în formâ scrisă şi verbalâ sunt redate vizual cu ajutoml programului de calculator. Modalitatea de utilizare este simplă, dar aparatura costisitoare, iar sistemul a rămas deocamdată la faza de utilizare doar în cercetare.

Se ştie că compoziția optică a unui dinte natural diferă de cea a unei **CMMC.** Realizatorii aparatului M1863d s-au preocupat sâ diminueze cât mai mult posibil diferențele ce se datorează acestui fapt şi care apar şi la determinarea vizuală (fig. 17.24.).

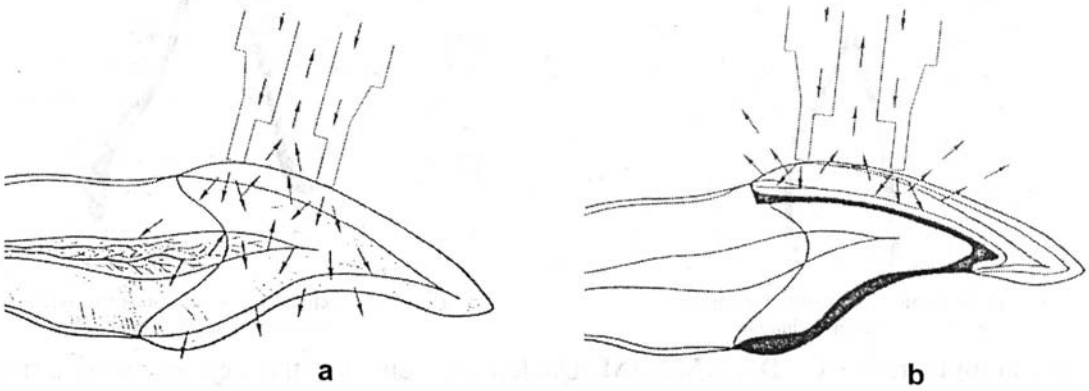


Fig. 17.24. a) Comportamentul luminii la măsurarea culorii dintelui natural. Lumina este difuzată în interiorul dintelui. 0 parte este reflectată şi măsurată, iar o parte este transmisă; b) Comportamentul luminii la mâsurarea culorii la o CMMC. Lumina este difuzatâ în ceramică, o parte este reflectată şi măsurată, iar razele care ajung la opaquer sunt direct reflectate şi mâsurate.

17.12. PROBLEME DE CROMATICĂ IN CLINICA PROTEZĂRILOR FIXE

Cerințele pacienților m legătură cu estetica din sfera orală m general au devenit atât de mari, încât astăzi e imposibil să vorbim despre o terapie de restaurare protetică fară o componentă estetică (fig. 17.25.).

Cele mai mari probleme m protetica fixă actuală le ridică scheletul metalic al restaurărilor metalo-ceramice (fig. 17.26.) şi metalo-polimerice.

De aceea m stomatologia viitomlui metalele trebiue să dispară. Desigur că până la materializarea acestui deziderat va mai trece o perioadă lungă de timp.

Dintre toate restaurările protetice actuale *sistemele integraî ceramice,* datorită proprietăților optice asemănătoare cu cele ale dinților naturali, dau cele mai bune rezultate. în cadrul lor intervin însă alte probleme, legate de rezistență. Unii autori (24-26) afirmă că se poate obține combinația optimă între rezistență şi estetică printr-o dimensionare corespunzătoare a miezului opac (cu proporție scăzută de fază sticloasă, având deci o rezistență crescută şi .0 transluciditate scâzută) şi masele ceramice de placaj (cu o proporție mai mare de fază sticloasă, deci cu o transluciditate mai mare şi o rezistență mai scăzută).

In cadrul reconstituirilor integral ceramice, o dezvoltare considerabilă au luat şi sistemele

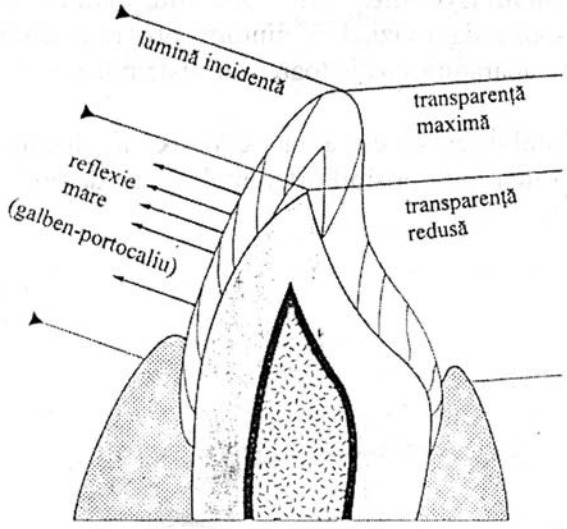


Fig. 17.25. Secțiune printr-un dinte natural. Reflexia și transmisia luminii.

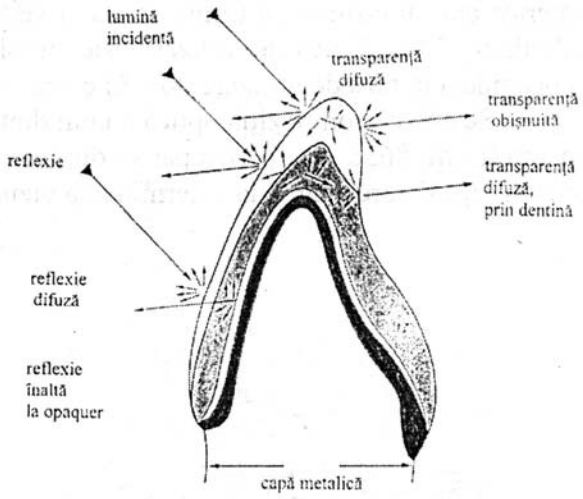


Fig. 17.26. Secțiune printr-o coroană metalo-ceramică. ' Reflexia și transmisia luminii.

de frezare computerizată **CAD/CAM/CIM.** Unele dintre ele au intrat deja m practica de rutină, m timp ce altele se află doar în faza de cercetare. **Ele prezintă totuşi un dezavantaj estetic semnifîcativ şi anume acela că stratifîcarea culorilor m blocurile de ceramică este momentan imposibilă,** ceea ce nu poate oferi un caracter de individualizare cromatică a restaurârilor protetice. Depunerea şi sinterizarea ceramicii în straturi, pe un suport (infrastructură metalică, model refractar, nucleu ceramic), este tehnica care permite cel mai bun control asupra morfologiei şi aspectului estetic final al restaurării, fiind m prezent larg utilizată m tehnologia protezelor dentare.

17.13. PERSPECTIVE

Fenomenele fîzice, precum şi celelalte aspecte abordate pe scurt în acest capitol, factorii specifîci materiali, complexitatea problemelor legate de determinarea şi alegerea culorii, în special diferențele determinate de metamerie, se pare că nu vor putea fi evitate total nici m viitor, cu toate perfecționările din domeniul tehnologiei materialelor dentare. Ținând cont de o serie recomandări enunțate ele se pot situa însă m limite tolerabile.

Prin controale de calitate îmbunătățite (de exemplu măsurători spectrofotometrice) o parte din problemele specifice materialelor „fizionomice" pot fi totuşi rezolvate.

Problema cromaticii în protetica fixă este una foarte importantă. Ea nu trebuie subestimată şi nici tratată cu superfîcialitate, deoarece poate sta la baza multor eşecuri, care de obicei generează pierderi materiale.

17.14. Bibliografie

Braunwarth J. - *Digitale Bildkommunikation und ihre Mogkichkeiten in der Zahntechnik,* dental labor, feb. 1998,p.205-210.

Bratu D. - *Coroana mîxtă,* ediția a 2-a, Editura Helicon, Timişoara, 1998.

Bratu D. - *Materiale dentare în cabinetul de stomatologie,* ediția a 2-a, Editura Helicon, Timişoara, 1998.

Bratu D., Fabricky M. - *Sisteme integral ceramice,* Editura Helicon, Timişoara, 1998.

Brătescu G.G. - *Optica,* Editura Didactică şi Pedagogică, Bucureşti, 1982. Brix 0. - *Das Einmaleins der Metallzeramik, Teil 1,* dental labor, sept. 1998, p. 1367-1374.

Brix 0. - *Das Einmalems der Metallzeramik, Teil 2,* dental labor, oct. 1998, p. 1571-1580.

Desprez R. - *Ceramo-metal, retrouver la vitalite de la dent naturelle,* Prothese dentaire, nr.l 14, aprilie 1996,p.5-12.

Egger B. - *Der Status quo der Ästhetik,* Quintessenz Zahntech. 23, 2, 1997, p. 191-204.

Egger B. - *Lichthârtendes Komposit wd Keramik - Moglichkeiten* ***der*** *Farbangleichung,* Quintessenz Zahntech. 20, 7, 1994, p.807-821.

Egger B. — *Shofu Shade-Eye: der Sinn computergestittzter Farbreproduktions-Systheme — ein einjâhriger Erfahrungsbericht,* Quintessenz Zahntech. 25, 4, 1999, p.409-416.

Ernst M. - *It's MAGIC - Eine neue Glaskeramik trumpft auf,* Quintessenz Zahntech. 23, 7, 1997, p.901-908.'"*'

Fiechter P.A. — *Die naturkonforme Reproduktion lichtoptischer Phânomene,* dental labor, apr. 1999, p.579-

Frăsdorf E. — *Reicht eine antquierte Schichttechnik aus? Kriterien der naturlichen Farbgestaltung,* dental labor, 37, apr. 1989, p.581-590.

Freitag J. - *Funktionalâsthetik und Farbperfektion Omega 900 in Master 3t)-Farben,* Magazin fur innovative Zahntechnik, 2, 1998, p. 13-16.

Gnan C. - *Farblehre 3,* Quintessenz Zahntech. 23, 1, 1997, p. 101-108.

Guyton A.C. - *Fiziologie,* ediția a 5-a, Editura Medicală AMALTEA, Bucureşti, 1997.

Haase E. - *Die Zahnfarbbestimmung \vird revolutioniert,* Quintessenz Zahntech. 24, 8, 1998, p.779-788.

Hegenbarth E.A. - *Systematik der mdividuellen keramischen Farbgestaltung,* Qintessenz Verlags-GMBH, Berlin, 1988.

Hegenbarth E.A. - *Farbauswahl und Farbkommunikation im Procera-AllCeram-System,* Quintessenz Zahntech., 25, ian. 1999, p. 53-70.

Hohmann A., Hilscher W. - *Universalien der WerkstojJkunde. Werkstoffe, Hilfswevkstoffe und Verarbeitungstechniken,* Qintessenz Verlags-GMBH, Berlin, 1987.

HupfaufL. - *Festsitzender Zahnersatz,* Urban&Schwarzenberg, Berlin, 1987.

Kappert H.F. - *Fortschritte der zahnârztlichen Prothetik und Werkstoffkunde,* Bd4 Karl Hansen Verlag, Munchen, Wien, 1989.

Kappert H.F., Knode H. -*In-Ceram aufdem Pr\\fstand,* Quintessenz Zahntech., 16, 1990, p.980-1002.

Kappert H.F., Knode H., Manzotti L. - *Metallfreie Brucken aufden Seitenzahnbereich,* dental labor 38, 1990, p.177-183.

Kappert H.F. - *Dental Materials: New Ceramic Systems,* Academy ofDental Materials, 1996.

Kuhn T. - *Phânomene des Lichts m der Metallkeramik,* dental labor, dec. 1998, p. 1943-1957. Lehmann K.M., Hellwig E. - *Einfuhrung m die restaurative Zahnheilkunde,* Urban&Schwarzenberg, Berlin,1993.

Loir P.C. — *Une methode simple pour reussir en macrophotografie dentaire,* Prothese dentaire, nr. 118/119, august/septembrie 1996, p. 7-11.

Loir C. - *Le Shade Eye-Ex,* Prothese dentaire, nr. 155, septembrie 1999, p. 27-31.

Louis *C.-Le digital Shade Guide,* Prothese dentaire, nr.155, septembrie 1999, p. 23-27. Lux P.O., Richelme J., Vermeuleu P. - *Le 3 dimensions de la teinte,* Prothese dentaire, nr.151, mai 1999, p.39-45.

Miedke E.D. - *Live-Ubertragung zwischen Praxis undLabor,* Dental Magazin, nr.l, martie 1998, p.52-55.

Millwood D. - *Erfahrungen mit dem Procera-AllCeram-System,* dental labor, oct. 1998, p. 1601-1607.

35. Miyoshi Y., Nenba Y. - Farbanalyse und Reproduktion mit einem computergesteuerten Farbmessgerât und einem darauf abgestimmten, innovativen Keramiksysthem, , *Quintessenz Zahntech. 24, 10, 1998, p.1007-1024.*

36. Miyoshi Y., Sasaki J. - Klimsche Arrwendung der compntergesteuerten Farbbestimmung imd digitala Dokumentation der Schichtsysteme, *Quintessenz Zahntech. 25, 3, 1999, p.277-287.*

37. Muterthies K. - Incisives ceramo-metalliques, *Editions CdP, Paris, 1991.*

38. Preston J.D. - Der gegenwertige Entwicklungsstand der Farbbestimmung und Farbanpassung, *Quintessenz Zahntech. 11, 8, 1985, p.863-873.*

39. Preston J.D. - Der gegenwertige Entwicklungsstand der Farbbestimmung und Farbanpassung, *Quintessenz Zahntech. 11, 9, 1985, p.957-965.*

40. Plagnol ***G.,*** *Criston M.* - Ce qu'ils pensent du numerique, *Prothese dentaire, nr.155, septembrie 1999, p. 31-33.*

41. Promsy G. - Influence de l'environnement lors de laprise de teinte, *Prothese dentaire, nr.138, aprilie 1998, p. 13-20.*

42. Rinn L.A. - Die Wechselwirkung z\vischen horizontalen und vertikalen Farbstrukturen, *Quintessenz Zahntech. 24, 11, 1998, p.l 128-1141.*

43. Rosenstiel S., Land M.F., Fujimoto J. - Contemporary Fixed Prosthodontics, *Mosby, 2001.*

44. Satocchi L., Donati C. - Funktionalitât und Ästhetik - die Ziele bei festsitzendem Zahnersatz, *dental labor, martie 1999, p.369-389.*

45. Strub J.R., TUrp J.C., Witkowsky S., Hurzeler M.B., Kern M. - Curriculum Prothetik. *Band II, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1994.*

46. Tonati B., Bichachs N. - Aesthetic.Essential and Ethical, *PPAD, vol. 11, nr.6, august 1999, p.664-669.*

47. Vollmann M. - Vitapan 3D-Master - Theorie undPraxis, *dental labor, apr. 1998, p.1247-1254.*

48. Yamamoto M. - Das Value Conversion System — ein neues Verfahren znr Modifizierung der Keramikfarben unter besonderer Berucksichtigung der Farbhelligkeit (I), *Quintessenz Zahntech. 17, 8, 1991, p.929-962.*

49. *Yamamoto M.* - Das Value Conversion System - ein neues Verfahren zur Modifizierung der Keramikfarben unter besonderer Berucksichtigung der Farbhelligkeit (11), *Quintessenz Zahntech. 17, 9, 1991, p.1067-1087.*

50. Yamamoto M. - Die Vorstellung eines neuen Systems fur die computergesteuerte Farbbestimmung (C.C.S.-System) und innovativer Keramikwerkstoffe (IV), *Quintessenz Zahntech. 23, 12, 1997, p. 1455-1487.*

51. Yamamoto M. - Die Vorstellung eines neuen Systems fur die computergesteuerte Farbbestimmung (C.C.S.-System) und innovativer Keramikwerkstoffe (III), *Quintessenz Zahntech. 23, 10, 1997, p.1239-1265.*

52. Yamamoto M. - Die Vorstellung eines neuen Systems fur die computergesteuerte Farbbestimmung (C.CS.-System) und innovativer Keramikwerkstoffe (II), *Quintessenz Zahntech. 23, 8, 1997, p. 1006-1034.*

53. Yamamoto M. - Die Vorstellung eines neuen Systems fur die computergesteuerte Farbbestimmung (C.C.S.-System) und innovativer Keramikwerkstoffe, *Quintessenz Zahntech. 23, 4, 1997, p.487-511.*

54. Yaman P., Quazi S.R., Dennison J.B., Razzoog M.E. - Efect ofadding opaque porcelain on thefinal color of porcelain laminates, *Journal ofProsthetic Dentistry, vol. 77, nr.2, februarie 1997, p. 136-140.*

18. ADAPTAREA ŞI FIXAREA PROTEZELOR FIXE

Inserarea, adaptarea şi fixarea unei restaurâri protetice fixe în poziţie corectă pe câmpul protetic şi în relaţii optime cu antagoniştii reprezintă etapa finală a terapiei protetice fixe.

De-a lungul etapelor clinico-tehnice de confecţionare a restaurărilor protetice fixe, este aproape imposibil să nu survină o serie de erori. Aceste erori, izolate sau sumate, pot genera o adaptare precară a restaurării, decelabilâ pe model şi câmpul protetic sau doar pe acesta din urmâ.

Adaptarea corectâ a unei **RPF** se verifică atât în cadrul raporturilor ei intraarcadice, cât şi interârcadice. Proteza trebuie să refacă funcţiile perturbate şi să nu reprezinte un factor de microiritaţie pentru pulpa dentară şi parodonţiul marginal.

18.1. ADAPTAREA ŞI FINISAREA PROTEZELOR PARTIALE FIXE

După fixarea unei restaurări fixe nu se mai pot face decât eventual doar mici ajustări ocluzale. De aceea, verificarea adaptării unei restaurări se face întotdeauna înainte de fixare, iniţial pe model, apoi pe câmpul protetic. După verificarea pe model a gabaritului şi contumrilor restaurării, a adaptării ei în zona terminală a preparaţiei, precum şi a raporturilor ocluzale, se trece la verificarea clinică a adaptării pe câmpul protetic în cele **trei** sfere:
proximală, cervicalâ şiocluzală (fig. 18.1.).

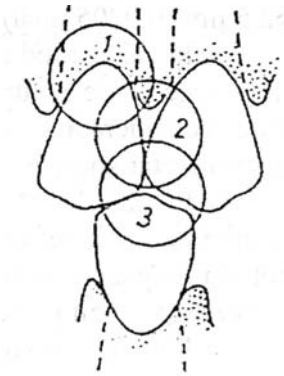


Fig. 18.1. Cele trei sfere: 1-cervicală, 2-proximalâ, 3-ocluzalâ.

18.1.1. ADAPTAREA PROXIMALA

Inexactitâțile existente în această sferâ sunt depistate primele, deoarece în cazul unor cdntacte prea strânse inserarea protezei parțiale fixe se face greu sau nu este posibilă.

Un contact proximal normal trebuie sâ permitâ depăşirea lui doar cu dificultate de către o matrice sau un fir de mătase dentarâ; procedând în mod similar, pot fi depistate şi zonele cu **contact prea strâns,** care, dacă nu vor fi eliminate, pot împiedica inserarea restaurării sau pot genera senzația de tensiune în arcadă. Această tensiune se percepe preponderent la nivelul dinților vecini, fiind adeseori reclamată de către pacienți.

Un contact proximal prea slab este, de asemenea, nedorit, deoarece va favoriza impactul alimentelor (food impaction) cu gingia interdentară, traumatizarea gingiei interdentare şi retenția alimentelor.

în mod tradițional calitatea contactelor interdentare se verifică cu ajutoml unui fir de mătase dentarâ. In cursul igienizării suprafețelor proximale zona de contact interdentar este depăşitâ cu o oarecare dificultate. Mai precis, este percepută o rezistență, care este totuşi relativă.

Dacâ firul de mătase dentară nu poate depăşi zona de contact, se îndepârtează restaurarea de pe bont şi se caută suprafețele lucioase care apar în zona de frecare excesivă. Se corectează cu o piatră mică montată, adecvată materialului. Operația se repetă până la inserarea optimă pe bont. în tot acest interval se evită inserarea cu forța, prin exercitarea unor presiuni excesive pe lucrare.

Acuratețea testării cu ajutorul mătăsii dentare este pusă sub semnul întrebării. Adesea, după ce firul cel mai subțire a depăşit zona de contact şi se percepe acel „clic" caracteristic, la o examinare atentă, după uscare cu aer, se poate observa o dehiscență.

Ca altemativă, se recomandâ plasarea de hârtie de articulație cu grosime de 22,5^im (0,0009 inch) între suprafețele proximale şi adaptarea coroanei pe bont prin presiune digitală. Hârtia de articulație este apoi trasă spre vestibular, pentru a depista zonele supraconturate. In caz de retenție, apare şi o marcare a zonei care trebuie corectată. Corectarea se face cu gume impregnate cu oxid de aluminiu (White Flexiweeal, 3M Dental Products, St Paul, MN). Dacă contactul strâns se menține, va apare pe suprafața corectată o zonâ lucioasă, care trădează menținerea zonei de frecare. Şi de acestă dată se foloseşte la adaptarea restaurârii doar presiune digitală.

Se contraindicâ corectarea cu instmmentar rotativ abraziv (pietre şi discuri cu granulații mari). Există pericolul apariției de dehiscențe.

Procedura de interpunere de hârtie de articulație între suprafețele proximale se repetâ până când se va putea pătmnde, cu o dificultate minimă, doar cu o singură folie cu groşime de 12,5 p,m (0,0005 inch), dar nu şi cu două grosimi.

In cazul când coroana (sau elementele de agregare) nu se adaptează complet pe bont, una din cauze poate fi tumătura prea etanşâ (fară lacuri de distanțare), rezultând o proteză strâmtă. Este consideratâ o greşeală ajustarea directă a suprafețelor inteme ale unei proteze cu instmmentar specifîc. De cele mai multe ori operațiunea nu este încununată de succes.

Pentru detectarea zonei de frecare cu bontul, ocluzal sau axial, se pot folosi diverse tehnici de relevare: markeri solubili în apă, amestec de clorform şi ruj, spray-uri ocluzale. Poate cel mai expeditiv şi fiabil este siliconul cu reacția de condensare, cu vâscozitate mică, conceput m acest scop (Fit Checker, GC Intemational Corp, Scottsdale, AZ).

Pelicula de silicon formată după aplicarea restaurării pe bont şi exercitarea de presiune ocluzalâ are grosimea stratului de ciment. Se corectează zona m care metalul devine vizibil. Se repetă operația până când grosimea materialului devine uniformă şi metalul nu mai este vizibil.

Cea mai mare grijâ trebuie acordată inserârii restaurârilor metalo-ceramice şi integral ceramice, datorită paticularităţilor tehnologice ale acestora.

Se verifică dacă restaurarea reface şi respectă ambrazurile cervicale întocmai ca şi dinţii naturali vecini, dacă aceştia existâ. în situaţia inserării **PPF** se vor verifica raporturile conectorilor cu creasta edentată, eventual raporturile lor cu ambrazurile cervicale, la nivelul dinţilor stâlpi.

18.1. 2. ADAPTAREA MARGINALA

După verificarea adaptârii restaurării pe dintele preparat, urmează evaluarea adaptării marginale, care poate fi cervicală sau supragingivală. Controlul se face vizual şi tactil. Vârful sondei dentare bine ascuţite se plimbă dinspre restaurare spre dinte şi dinspre dinte spre restaurare. Astfel se pot detecta discontinuităţile, mai ales dacă sunt supragingivale.

La restaurările tumate din aliaje nobile se poate îmbunătăţi adaptarea marginalâ prin brunisare pe model. Dacă coroana de înveliş este prea scurtă şi nu acoperă zona terminală a preparării, **trebuie refăcutâ.** In cazul bonturilor preparate fară prag, adesea modelul se gravează de către tehnician şi rezultă coroane prea lungi. Marginea coroanei, pâtmnzând prea mult m şanţul gingival va provoca ischemierea gingiei libere, traumatizarea epiteliului versantului intem, lezarea insertiei epiteliale. Dacă nici adaptarea transversală nu este corectă, se produce o adevărată mutilare a parodonţiului marginal. Defectele de lungime se pot corecta, având grijă ca în final marginile coroanei să urmârească conturul festonului gingival pe tot traseul său (inclusiv la nivelul papilei interdentare), la o adâncime minimă m şanţul gingival. Controlul se face tot cu vârful sondei dentare.

Marginile supragingivale ale **onlay-urilor MOD, şi ale coroanelor parţiale** pot fi bmnisate şi finisate după adaptarea lor pe dinte. Trebuie sâ se asigure o închidere marginală cât mai bunâ care să previnâ dizlocarea cimentului.

Dupâ adaptarea pe bont se verifică calitatea contactului interdentar, ambrazurile interproximale, contumrile axiale.

Toate corecturile care s-au facut, indiferent de suprafeţele interesate, impun o nouă finisare şi lustruire. Deosebit de critică pentru parodonţiul marginal este păstrarea unor margini nefinisate şi lustmite.

Neadaptarea cervicală a coroanelor pe bont poate fî determinată de:

• resturi din cimentul provizoriu;

• plusuri pe suprafaţa internâ a componentei metalice;

• existenţa unor arii de contact prea strânse.

Contactele dintre suprafaţa intemâ a protezei şi preparaţie pot fi depistate cu ajutorul unui amestec de roşu de Paris şi cloroform sau cu un material de amprentare cu vâscozitate mică. Utilizarea primei metode de depistare va fi evitată la bonturile vitale. Raportul mtermediarilor cu creasta edentată va fi conform regulilor descrise pentru fiecare tip de intermediar (cap. 8).

18.1. 3. ADAPTAREA OCLUZALA

Restaurarea protetică trebuie sâ se integreze în funcţia ocluzală, să asigure contacte stabile, sâ solicite la minimum capacitatea de adaptare a musculaturii şi a parodonţiului de susţinere. Cu alte cuvinte nu are voie să creeze discrepanţe ocluzale.

Verificarea raporturilor ocluzale se face în **IM, ORC,** mişcări de lateralitate şi protmzive.

Pacientul poate sesiza prin intermediul receptorilor periodontali deficienţe ocluzale minime, începând cu 8 um.

Adaptarea ocluzală se verificâ cu hârtie de articulaţie, folie de cearâ saurâşmă. In caz de contacte premature şi interferenţe ocluzale, **corectările se vor face conform regulilor de şlefuire selectivă şi nu prin şlefuirea zonei care „înalţă".** Suprafeţele corectate vor fi relustmite. Dacă diferenţa dintre adaptarea pe model şi cea de pe câmpul protetic este mare (ca urmare a unor modificări survenite în cursul procesului de elaborare a protezei sau a modificârii situaţiei din cavitatea bucalâ), corecturile necesită mult timp şi adeseori, se indicâ refacerea în întregime a protezei sau a placajului acesteia.

Adeseori protezele fixe nu respectă exigenţele ocluzale, mai mult designul lor modificâ relaţiile de ocluzie. în această situaţie apare necesitatea remontării m articulator sau ocluzor.

Remontarea constă m realizarea unor modele de lucru noi care vor fi montate m simulator şi ar.e urmâtorii timpi clinico-tehnici:

- proteza parţială fîxă se inseră pe câmpul protetic;
- pe suprafeţele ocluzale se confecţionează o cheie din acrilat autopolimerizabil, peste care se ia o amprentă cu materiale elastice;
- cu ajutorul cheii, proteza fixă poate fî repusâ exact în amprentă;
- după izolarea suprafeţei inteme a elementelor de agregare cu o peliculă fină de cearâ, se toamâ modelul;
- se montează modelele în simulator, astfel putându-se recontrola şi corecta adaptarea ocluzală extraoral.

Se verifică relaţia dintre cuspizii vestibulari maxilari şi cuspizii vestibulari antagonişti, pentru a aprecia dacă pacientul îşi va muşca mucoasa jugalâ - lucru posibil mai ales în zonele posterioare, când vârfurile cuspidiene sau marginile vestibulare vin m raport cap la cap. Cuspizii vestibulari maxilari trebuie să-i circumscrie corect pe cei mandibulari.

Se va verifica încadrarea intermediarilor şi elementelor de agregare în morfologia arcadei respective, înscrierea în curburile vestibulară şi orală ale arcadei.

18. 2. FIXAREA

Fixarea protezelor unidentare sau a elementelor de agregare din cadrul **PPF** se perfectează prin **cimentare'** sau **lipire".**

*** cimentare** = sigilarea (închiderea etanşă) spaţiului micronic dintre suprafaţa extemâ a bontului şi cea internâ a coroanei, cu ajutorul unor materiale (cimenturi) care sunt iniţial în stare fluidâ, iar ulterior se întâresc.

Adeseori, în paralel sau în loc de noțiunea de **cimentare** se utilizează termenul de **lipire** care are o cu totul altă semnificație. în acest sens menționăm câ şi materialele de cimentare, cimenturile **SF, FOZ, ZOE** simple şi modificate **(EBA, HV-EBA)** diferă de cele prin care se realizează lipirea (cimenturi polielectrolitice şi unele cimenturi răşini).

Fixarea unei **PPF** prin cimentare sau lipire este o etapă de lucru clinică în care pot surveni o serie de erori şi greşeli. Dacă ea eşuează, eroarea este de obicei, irecuperabilă. Astfel, în câteva minute, se anulează o muncă de zile sau săptămâni.

De-a lungul desfaşurării acestei etape clinice acționează decisiv, pe lângă proprietățile cimentului utilizat şi asigurarea spațiului necesar acestuia (la interfața bont/suprafața intemă a restaurării).

18. 2.1. RAPORTURI GEOMETRICE ÎNTRE BONTURI ŞI COROANE

Dacă coroana se adaptează exact pe bont, pentru materialul de fixare nu mai rămâne practic nici un fel de spațiu (fig. 18.2.).

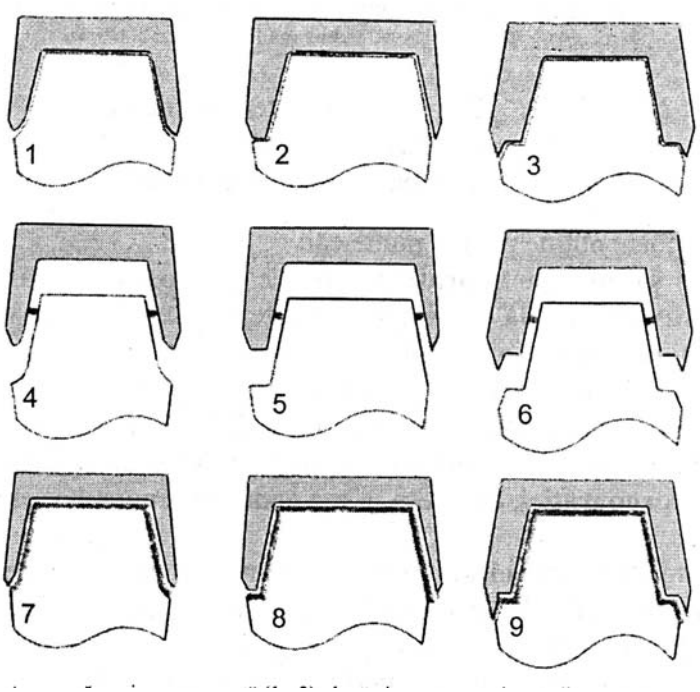


Fig. 18. 2. Raporturi bont-coroană: cu inserare exactă (1 - 3), după cimentare prezintâ o discrepanță cervicală şi ocluzalâ (3 - 6), iar în urma acoperirii bontului cu lac (7 - 9) se obțin coroane cu diametru intern mai mare.

Cimentarea unei coroane, care se adaptează perfect pe bont va genera perturbări de obicei, în sfera ocluzală şi cervicală datorită unei grosimi minime de ciment de 10-30p,m. Discrepanța ocluzală (x) va fî întotdeauna mai mare decât cea cervicală (a). Raportul x/a creşte

---

"lipire (în sensul fixării unei PPF) = cimentare completată de interacțiuni chimice între ciment, bont şi proteză, cu două interfețe distincte: bont/ciment şi ciment/proteză.

cu scăderea unghiului (p dintre suprafața laterală a bontului şi axul dintelui (unghiul preparației) - fig. 18.3.

Pentru o anumită valoare a lui **a, x** creşte bmsc odată cu scăderea unghiului (p.

în fig. 18. 3. b, **c, d,** e sunt prezentate situații pentru diferite valori ale lui (p. în cazul extrem, când **(p = 90°** (sin 90° =1), coroana trebuie distanțată cu x = a pentm ca grosimea peliculei de ciment să fie a. Cu scâderea lui **(p,** la o valoare dată a lui **a,** discrepanța ocluzală devine din ce în ce mai mare. în celâlalt caz extrem **(p = 0°** (sin 0° = 0), coroanele nu pot fi inserate pe bont datoritâ imposibilitâții de refulare a cimentului.

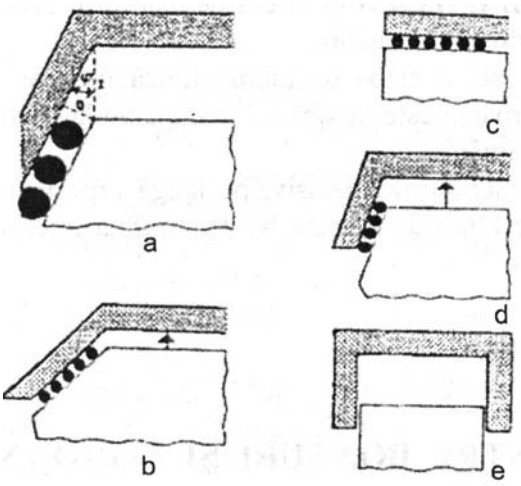


Fig. 18.3. a) dependența discrepanței ocluzale x de pelicula de ciment a şi de unghiul preparației (p;b), c), d), e) raportul x/a creşte cu scâderea lui (p.

Practic, (p poate avea o valoare de 5°. Conform ecuației (1) rezultă că **x = 11,5 a.** 0 grosime a peliculei de ciment de 15 [J.m va determina apariția unei discrepanțe ocluzale de 170 p.m =0,17 mm. De reținut că discrepanța cervicală (discrepanța dintre marginea coroanei şi limita preparației) depinde şi de forma de preparare a zonei terminale.

Pentru ca m timpul cimentârii coroana să nu se distanțeze de suprafețele bontului, diametml intem trebuie să fie:

C = B + 2c în care: C = diametrul intem al coroanei B = diametrul bontului c = spațiul necesar cimentului

Acest lucru se poate obține pe mai multe căi:

1. Crearea de şanțuri pe suprafața internă a coroanei (până la 1 mm de la limita cervicalâ) sau prin **gravarea acidă** a aceleiaşi suprafețe cu un amestec de HNOs şi HCl când coroanele sunt confecționate din aliaje nobile;

2. Lâcuirea bontului: în acest scop pot fi utilizate produse speciale care, m funcție de tip şi aplicare, asigură un strat parțial reproductibil de 2-20 (J.m; prin aplicări repetate se poate obține o mărire corespunzătoare a bontului. **Important este ca lacul să se aplice până la marginea cervicală a preparației,** deoarece m caz contrar se îngreunează sau chiar se împiedică refluarea cimentului.

3. Supraexpansiunea masei de ambalat: la masele de ambalat modeme, expansiunea liniară totală se poate controla, în anumite limite, prin modificarea raportului pulbere/lichid. Supraexpansiunea depinde şi de diametrul intem; de exemplu, o mărire de 2 x 20 (im la un diametru intem de 0,5 cm corespunde unei modificări liniare de 0,8 %, în timp ce unui diametru de 1,0 cm îi corespunde o modificare de 0,4%. în plus, modificarea volumetrică interesează înlreaga piesâ tumatâ, apărând astfel discrepanțe şi în sferele ocluzale şi proximale.

4. Eroziunea galvanică: prin inversarea proceselor care au loc la modelajul galvano-plastic se poate eroda suprafața intemâ a coroanei, îndepărtându-se un strat metalic de grosime dorită (aproximativ 40 p.m).

Este total contraindicată şlefuirea suprafeței interne a coroanei, deoarece modifîcârile sunt neregulate şi necontrolabile. Acelaşi lucm este valabil şi pentru speculațiile conştiente asupra anumitor erori legate de amprentă (contracția materialului de amprentare spre

pereții portamprentei ar implica creşterea diametrului intem) sau de confecționare a modelului (utilizarea unor materiale cu un coeficient de expansiune crescut).

Grosimea filmului de ciment după inserarea restaurării depinde de capacitatea de curgere a cimentului, de posibilitățile de refluare şi de forța aplicată. Se urmăreşte obținerea unei pelicule de ciment cât mai subțiri. Pentru ca cimentul să umecteze uniform întreaga suprafață internă a coroanei, acesta trebuie să fie m exces față de cantitatea necesară. Excesul este împins de bontul dentar şi trebuie să curgă prin spațiul din ce în ce mai îngust dintre coroană şi bont.

Capacitatea de curgere a cimenturilor este influențată de tipul de ciment, de raportul pulbere / lichid şi de mărimea particulelor de pulbere. Condițiile geometrice de refluare sunt deteminate în special de lățimea fantei dintre coroană şi bont. Rezistența la refluarea prin fantă creşte invers proporțional cu puterea a treia a lățimii fantei. Reducerea fantei la aplicarea coroanei provoacă o creştere bmscă a rezistenței la refluare. **Conformarea zonei teminale devine secundă ca importanță pentru condițiile de refluare ale cimentului, atât timp cât măsurile de creare a spațiului au fost executate corect.** Cervical, rămâne întotdeauna ciment în contact direct cu mediul bucal.

In căutările unei metode de fixare care să permită obținerea unei pelicule cât mai subțiri, Alfred Patyk şi Christian Scherer de la disciplina de Protetică a Universității din Gottingen au testat cimentarea vibratorie. După inserarea coroanelor pe bonturi acestea au fost supuse timp de 10 secunde unei vibrații mecanice 5000 vibrații/minut, iar m următoarele zece minute au fost supuse unei presiuni statice de 50 N. Vibrațiile condensatorului Bergendal au fost transmise restaurărilor prin intermediul unui con din gumă aplicat pe suprafața ocluzală.

Cimentarea s-a facut cu ciment **FOZ** (Harvard, Fa. Richter and Hoffmann, Berlin), **PCZ** (Durelon, Fa. ESPE, Seefeld) şi **CIS** (AquaCem, Fa. De TREY DENTSPLY, Konstanz). Zona terminală a fost preparată tangențial (fig. 18.4.B1), m chanfrein (fig. 18.4.B2) şi cu prag drept (fig. 18.4.B3). S-a măsurat distanțarea coroanei în urma cimentârii. Rezultatele sunt prezentate în graficul dm fîg 18.4. Reducerea totală a distanței verticale prin utilizarea acestei metode este explicată prin îmbunătățirea capacității de curgere la o scădere temporară a vâscozității. Acest efect este evident la cimentul Harvard; m schimb, rezultatele obținute cu cimentul AquaCem nu au fost cu mult diferite față de cele obținute prin metoda clasică, deoarece **CIS** au o viscozitate mai mică decât cimenturile FOZ şi PCZ.

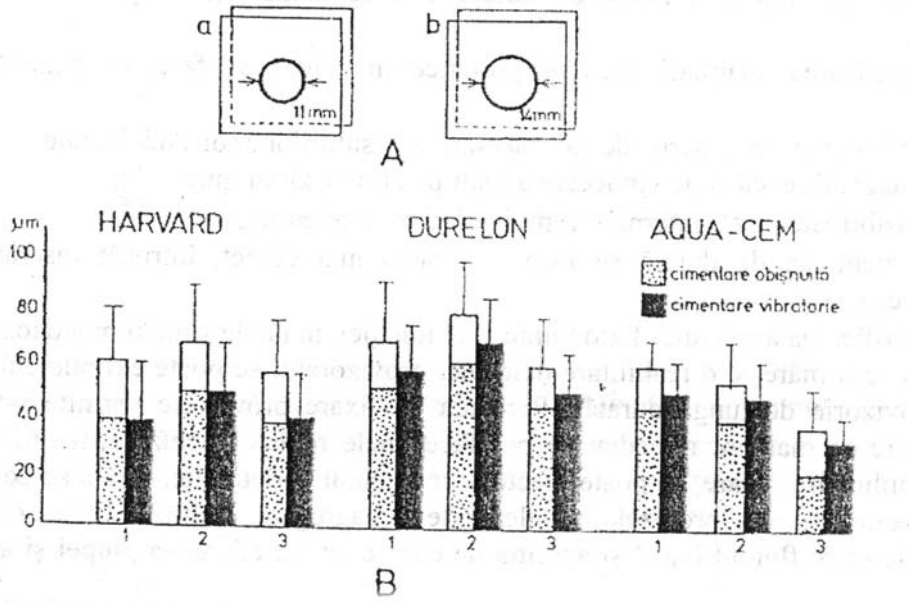


Fig.18.4. Experimentul lui Patyk A. şi Scherer Ch.: A. două picături egale din pasta de ciment aplicate între două plâcuțe de sticlă, asupra carora s-a exercitat ulterior o presiune statică, proba b fiind supusă anterior unor vibrații mecanice; B. reprezentarea grafică a rezultatelor obținute.

Faptul că vibrația mecanică îmbunătățește capacitatea de curgere a pastelor de ciment, este ilustrat în fig. 18.4.A. Două picături egale din pasta de ciment au fost aplicate între două plăcuțe de sticlă. Asupra probei a s-a exercitat o presiune constantă de 50 N. înainte de a fi supusă unei presiuni statice, proba b a fost vibrată mecanic. Rezultatele pot fi urmărite în fig. 18.4.A.

Oricum, reducerea lățimii fantei şi desfaşurarea reacției de priză vor determina foarte curând o creştere substanțială a rezistenței la refluare, astfel încât curgerea cimentului, practic se opreşte. Nu există o legătură directâ între grosimea peliculei de ciment şi diametrul particulelor mai mari, deoarece la inserarea coroanei apar forțe de forfecare m ciment care vor sfarâma aceste particule; şi totuşi, din cimenturile cu granulație mare rezultă pelicule mai groase. Cele cu granulație fmă fac posibilă obținerea m cadrul testelor de laborator a unor pelicule de câțiva microni. Practic însă, nu se pot obține pelicule de ciment sub 20 μm.

18. 2. 2. CIMENTAREA PROVIZORIE

Fixarea de durată a restaurărilor fixe este precedată - m cele mai multe cazuri - de o cimentare provizorie, având drept obiectiv posibilitatea verificării modului în care **RPF** se adaptează sub aspectul toleranței pulpare şi parodontale, a eficienței masticatorii, a aspectului estetic, a confortului fonetic şi dpdv ocluzal etc. Cimentarea provizorie nu se indică la restaurârile unitare, fiind rezervată, de obicei, pentru unele **RPF** şi aparate de imobilizare, când sunt în curs de efectuare tratamente odontale, sau când există probleme de paralelism sau dubii cu privire la starea de iritație a organului pulpar la dinții stâlpi. **Protezele cu sprijin implantar nu se cimentează provizoriu şi nici protezele metalo-ceramice, mai ales cele de amplitudine mare.**

Fixarea provizorie durează de obicei 1-2 săptămâni şi se practică din mai multe considerente:

• Verificarea adaptării pieselor protetice în cele trei sfere: proximală, cervicală şi ocluzală;

• Asigurarea unei perioade de adaptare a țesuturilor moi endobucale la contumrile şi gabaritul protezei fixe, ca şi de vindecare a unor posibile leziuni gingivale;

• Posibilitatea unei interpretări mai obiective a retenției;

• Cimentarea de durată se face de obicei mai corect, întmcât inserarea protezelor parțiale fixe este mai exactă;

• Verificarea aspectului fizionomic şi al fonației, m unele situații mai deosebite. Dacă se urmăreşte o reabilitare ocluzală, provizoratul se poate extinde chiar la şase luni (proteză provizorie de lungă durată). Perioada de fixare provizorie permite observarea unor deficiențe care se mai pot remedia: se pot face unele retuşuri ocluzale, iar în situațiile când intervm complicații pulpare, se poate efectua tratamentul endodontic, fără a se compromite prin aceasta proteza fixă. La protezele cu elemente de agregare multiple există riscul dizolvării cimentului de către fluidul bucal şi apariția de carii dentare, afectarea pulpei şi a parodonțiului marginal.

18. 2. 3. CIMENTURI PENTRU FIXARE PROVIZORIE

Restaurările protetice provizorii sau de durată, care din diferite raţiuni trebuie urmărite timp mai îndelungat, se fixează provizoriu. în acest scop se utilizează **cimenturile temporare pe bază de oxid de zinc, cu sau fără eugenol.**

Cimentul zinc oxid - eugenol (ZOE)

Compoziţie. Pulberea este formată din oxid de zinc purificat. Unele produse conţin şi cantităţi mici de bioxid de siliciu, iar pentru accelerarea prizei se adaugă 1 % acetat sau sulfat de zinc. Lichidul este eugenol purificat sau ulei de cuişoare (85% eugenol). Mai poate conţine 1% acid acetic sau alcool pentru accelerarea prizei şi o cantitate mică de apă, esenţială pentru prizâ.

Priza se face printr-o reacţie de chelatare a celor două componente de bazâ, cu formarea de eugenolat de zinc. Prezenţa apei este esenţială pentru priză, ionii de zinc accelerând priza. în mediul bucal cimentul se poate dezintegra în eugenol şi hidroxid de zinc, datorită umidităţii.

Proprietăţi. Viteza de reacţie dintre oxidul de zinc şi eugenol depinde în special de puritatea şi conţinutul în apă al celor două componente. Amestecul se face cu uşurinţă, spatularea trebuie să dureze cel puţin 90 de secunde. Rezistenţa la compresiune este scăzută , mai ales la consistenţa necesară cimentării. Rezistenţa la tensiune este şi mai scăzută. Dintre proprietăţile biologice, cel mai remarcabil este efectul sedativ asupra pulpei, indicându-1 pentru cimentări de bonturi proaspăt preparate, cu canaliculele dentinare deschise. Trebuie menţionată şi acţiunea antibacteriană. In schimb, m contact direct cu ţesutul conjunctiv are efect iritant, iar eugenolul este un alergen potenţial.

Alte cimenturi temporare sunt **fârâ eugenol** şi se **întăresc prin saponificarea oxidului de zinc de către acizii graşi** sau prin evaporarea unui produs volatil.

Pentru o adaptare mai bună a restaurării consistenţa pastei nu trebuie să fie crescută. In cazul unor bonturi retentive, înainte de a amesteca pulberea de **ZnO** cu lichidul, se adaugă vaselină (metodă contestată de mulţi autori).

Pentru cimentări temporare se pot utiliza şi **cimenturi pe bazâ de hidroxid de calciu fără uleiuri eterice** (de exemplu produsul firmei **VIVADENT - Reocap-Temp,** sau produsul firmei **VOCO-Provicol).**

18.2.4. CIMENTAREA DE DURATA

Cimenturile de durată au drept obiectiv principal realizarea unei legături cât mai etanşe între suprafaţa preparaţiei şi restaurare, cu scopul de a favoriza m primul rând menţinerea vitalităţii pulpare şi profilaxia parodontală, şi abia în al doilea rând, de a asigura retenţia protezei. Legâtura între preparaţie şi restaurare presupune realizarea unei aderenţe intime între preparaţie, ciment şi proteză, motiv pentru care proprietăţile fizice ale materialului de fixare trebuie să corespundă scopului urmărit. Pe lângă aceasta, materialul de fixare trebuie să fie lipsit de toxicitate pentru pulpă, anticariogen şi insolubil în orice situaţie. în cazul când ar exista o uşoară

solubilitate, substanţele eliberate trebuie sâ nu fie toxice local sau general şi să nu sensibilizeze organismul.

Nu există ciment dentar care să îndeplinească toate cerinţele biomecanice. Dar nici situaţiile clinice nu sunt identice. în condiţiile actuale, când în ultimele două decenii au apărut noi materiale şi tehnici, **cimentarea nu mai este un act de rutină.** Cunoscând calităţile şi defectele fiecărui ciment, se va alege acel tip de produs care corespunde, în cel mai înalt grad, situaţiei clinice. Variaţiile sunt legate de : **forma de retenţie a bontului, stabilitatea coroanei, numârul de elemente de agregare, starea pulpei, grosimea dentinei restante, mărimea forţelor de solicitare,** etc.

In alegerea tipului de ciment adesea intervine rutina, conservatorismul. Cimentul **FOZ** este folosit de mai bine de un secol, generaţii de stomatologi 1-au folosit m exclusivitate;

este cimentul care, aparent, tolerează impreciziile în preparare, cu alte cuvinte este „verificat". Datorită acestei familiarizâri cu cimentul **FOZ „bun la toate",** se trece cu vederea efectul nociv al acestuia asupra pulpei şi lipsa de adeziune.

Dintr-o meta-analiză recentă a datelor clinice legate de protezarea fixâ convenţională a reieşit că 74%+/- 2,1% din cimenturile **FOZ** s-au menţinut după 15 ani. Este un succes clinic meritoriu. Şi **totuşi cimenturile adezive câştigâ teren,** pentru că solubilitatea şi lipsa de adeziune dezavantajează cimenturile **FOZ.**

Până în prezent nu s-a găsit încă cimentul ideal; există însă o varietate de produse, fiecare cu avantajele şi limitele lor.

18. 2. 5. CIMENTURI PENTRU FIXAREA DE DURATA

Fixarea de durată se poate face cu:

- Cimenturi tradiţionale: **FOZ, CSF** şi **ZOE** modificate.
- Cimenturi polielectrolitice: **PCZ, CIS.**
- Cimenturi răşini (acrilice, diacrilice şi adezive).
- Cimenturi „hibride" (între **CIS** şi **RDC).**

Cimenturi tradiţionale

Cimenturile fosfat de zinc a fost introdus m practica stomatologicâ m anul 1878. Au o gamâ largă de indicaţii, de la fixarea diverselor tipuri de coroane, până la obturaţii de bază. Deşi în ultimul timp au apărut noi tipuri de cimenturi, **FOZ** sunt şi azi printre cele mai folosite.

Compoziţia. Cele mai multe produse, realizate de diverse firme au compoziţii similare. Pulberea este un amestec de oxid de zinc (90%), oxid de magneziu (10%) şi pigmenţi. Lichidul este o soluţie de acid fosforic(67%) şi apă (33%). Lichidul se tamponează cu aluminiu şi zinc. lonii de aluminiu au rol esenţial în reacţia de formare a cimentului, în timp ce ionii de zinc au rol de moderator al reacţiei dintre praf şi lichid, influenţând timpul de priză.

Conţinutul în apă este semnificativ, deoarece controlează ionizarea acidului, care la rândul lui influenţează rata reacţiei de priză, care se bazează pe o reacţie acid-bază. Reacţia este exotermă şi trebuie ţinut cont de generarea de căldură în timpul preparării. Cimentul întărit reprezintă o reţea amorfa hidratată de fosfat de zinc, care cuprinde particule de ZnO incomplet dizolvate. Cimentul este foarte poros.

Proprietăți. Pentru o consistență dată cu cât raportul dintre pulbere şi lichid este mai mare, cu atât sunt mai bune proprietățile mecanice, solubilitatea este mai mică, aciditatea liberă este mai redusă.

\ Consistența necesară pentru cimentare se obține păstrând proporția de 2,6 g pulbere la Iml lichid (Iml = 20 picături). Diversele produse pot varia între 2,5-3,5 g pulbere/ml lichid. Se va păstra indicația fabricantului. în practica clinică deobicei nu se dozează cantitățile, raportul dintre praf şi lichid este mai redus, consistența este mai mică față de standarde şi rezultatele sunt inferioare, indiferent de calitățile cimentului.

în condițiile când se păstrează raportul dintre pulbere şi lichid, rezistența la compresiune este foarte bună. Relația este aproape lineară. Cu cât pulberea este în cantitate mai mare, cu atât rezistența la compresiune este mai mare. Valorile sunt cuprinse între 80-llOMPa pentru compresiune şi 5-7 MPa pentru tensiune. Sunt mărimi care asigură rezistența la stress-ul masticator. La fel şi modulul de elasticitate (rigiditatea).

Cimentul întărit este extrem de rigid, cu un modul de elasticitate de 13 GPa. Aşa se explică rezistența cimentului la deformări elastice m zonele de stress masticator mare sau în protezele de amploare.

Rezistența la tensiune este cu mult mai slabă, ceea ce face ca cimentul **FOZ** să fie fragil. Rezistența la compresiune apare foarte repede: 2/3 din rezistența finală se obține în interval de o orâ. ;,^

Retenția se realizează prin întrepătmnderea mecanică a cimentului cu suprafețele dintelui şi ale restaurării. în absența adeziunii, convergența pereților, lungimea bontului şi mărimea suprafeței are o deosebită importanță.

Grosimea peliculei de ciment, între dinte şi restaurare este de 25 de ^im, ceea ce permite adaptarea corectă a oricărui tip de coroană şi corespunde specificației No 8 **ADA.** Variațiile sunt legate de reologia cimentului şi conformația geometrică a suprafețelor ce urmează a fi cimentate.

La temperatura camerei (21°C), intervalul de manipulare la consistența de cimentare este de 3-6 minute. Timpul de întărire m cavitatea bucală este de 5-9 minute. Prin răcirea plăcii de sticlă pe care se prepară amestecul se poate prelungi timpul de lucru şi se scurtează timpul de prizâ. In plus, se poate îngloba o cantitate mai mare de pulbere, îmbunătățind astfel proprietățile mecanofizice şi rezistența la solubilizare.

Amestecul proaspăt de fosfat de zinc este foarte acid, pH-ul fiind de 1,6. Chiar dupa o oră de la priză pH-ul se menține înjur de 4. După 24 de ore deobicei ajunge între 5-6. Aciditatea inițială a amestecului are efect nociv asupra pulpei, mai ales când ea a fost traumatizată în prealabil.

In tabelul 18.1.vom prezenta pH-ul unor cimenturi diferite, după anumite intervale de timp de la începerea preparării.

Tabelull8.1.

Valonle		pH-unlor unor cimentun dupa ditente intervale de timp.			
Timpul (minute)	FOZ	CSF	Policarboxilat	CIS Sistem normal	Sistem anhidru
2	2.14	1.43	3.42	2.33	1.76
5	2.55	1.74	3.94	3.26	1.98
10	3.14	2.15	4.42	3.78	3.36
15	3.30	2.46	4.76	3.91	3.88
20	3.62	2.56	4.87	3.98	4.19
30	3.71	2.79	5.03	4.18	4.46
60	4.34	3.60	5.08	4.55	4.84
1440 (24h)	5.50	5.55	5.94	5.67	5.98

Studii ale cimentului **FOZ** (având în compoziția lichidului elemente radioactive) au arătat că acidul din ciment a penetrat în dentină pe o grosime de aproximativ 1,5 mm. De aceea, măsurile de protecție a pulpei împotriva infiltrației acidului sunt importante.

Cimentul proaspât preparat, după 48 de ore, conține mai ales fosfat de zinc amorf şi acid. fosforic. în timp cimenturile devin foarte stabile din punct de vedere chimic. Aşa se explică indicarea lor în cimentările de duratâ ale DCR-urilor, a **PPF,** a coroanelor ceramice pe bază de A1203 de structurile dentare şi de reconstituirile de bonturi din AA, **RDC** sau **CI3.**

Durerea ce apare în cursul cimentării se datorează nu numai aciditâții, ci şi presiunii hidraulice şi mobilizării osmotice a fluidului prin canaliculele dentinare. •

Cimentarea trebuie finalizatâ imediat după prepararea amestecului. Orice întârziere atrage după sine îngroşarea peliculei şi neadaptarea corectă a coroanei pe dinte.

Avantaje şi dezavantaje. Principalul avantaj al cimentului **FOZ** rezidă m faptul că poate fi preparat cu uşurință şi de la o consistență fluidă ajunge la o masă relativ puternică. Manipularea este mai puțin criticâ decât la alte cimenturi. Rezistența cimentului este acceptabilă din punct de vedere clinic, cu condiția ca amestecul sâ nu fie prea subțire, cu un raport prea scăzut de pulbere-lichid. **Recapitulând principalele dezavantaje,** ele constau în **nocivitatea pulpară , fragilitate, absența adeziunii, solubilitatea în fluide acide, acțiune antibacteriană nulă.**

Dintre cele mai cunoscute produse amintim: **Harvard Cement** (Richter & Hoffmann Harvard Dental GmbH), **Zinc Cement** (S.S. White), **Ciment Ames** (Teledyne Getz), **Crown and Bridge** (De Trey).

Cimenturile silico-fosfat (CSF) au dorit sâ întrunească calitățile cimenturilor **FOZ** şi **CS,** dar să elimine dezavantajele lor, respectiv variația volumetricâ mare a **CS** şi opacitatea cimenturilor **FOZ.** Baza de pomire o reprezintâ cimenturile **FOZ,** cărora li s-au adăugat oxizi de fier şi aluminiu cu speranța îmbunătățirii proprietăților optice.

CSF astfel rezultate prezintă o duritate mai mare ca şi cea a cimenturilor **FOZ** şi au o transluciditate acceptabilâ.

Indicațiile lor clinice sunt similare cu a cimenturilor **FOZ.** Utilizarea lor este în scădere, optându-se pentm alte cimenturi ca **CIS** şi cimenturile răşini.

Produse comerciale: **Trans Lit** (Merz), **Aristos** (Spofa Dental).

Cimenturile oxid de zinc / eugenol modifîcate au apârut ca urmare a încercărilor făcute pentru mărirea rezistenței matricii de eugenolat de zinc. Una din modificări este adaosul în pulbere de polimeri, lichidul rămânând nemodificat, rezultând **cimenturi ZOE modiHcate cu polimeri.**

Compoziție. ZnO la care se adaugă 10-40% particule de răşină naturalâ sau sinteticâ (colofoniu, polimetacrilat de metil, polistiren sau policarbonat) şi acceleratori de priză (acetat de zinc, acid acetic). Unele produse conțin şi agenți antibacterieni: timol sau 8 hidroxichinolonâ.

Proprietăți. Calitațile mecanice le situează între cimentul **ZOE** simplu şi **FOZ.** Grosimea peliculei este satisfacătoare pentru adaptarea corectâ a coroanei pe dinte. Cantitatea de pulbere incorporată m lichid este mai mare decât la alte cimenturi. Timpul de lucm este de 5 minute, iar cel de priză de 7-9 minute, similar cimentului **FOZ.** Efectul biologic este similar cimentului nearmat.

Avantaje şi dezavantaje. Principalele avantaje sunt legate de toleranța bunâ pulpară, capacitatea de izolare şi manipulare facilă. Rezistența este adecvată pentru cimentarea unor coroane singulare, când forma de retenție este bunâ. Dezavantajele sunt legate de descompunerea hidroelectrolitică în mediul bucal, reacția inflamatorie în țesuturile moi, potențialul alergen şi proprietățile mecanice minime la consistența de cimentare. în plus, pot înmuia şi colora răşinile acrilice.

Cimenturile EBA. Reprezintă unica formulă care şi-a găsit aplicabilitate clinică, încercările de îmbunâtâțire a calităților cimentului **ZOE** fiind numeroase. ,

Compoziție. Pulberea conține ZnO şi 20-30% oxid de aluminiu sau altâ încărcătură minerală. Unele produse conțin şi polimetacrilat de metil ca agent de armare. Lichidul conține 50-60% acid ortoetoxibenzoic (EBA), restul fiind eugenol. Mecanismul de priză nu a fost încă explicat m întregime, oricum este un mecanism de chelatare. Consistența amestecului este fluidâ chiar la un raport crescut de pulbere-lichid. Pentru a obține proprietăți optime este necesar să se înglobeze cât mai multă pulbere; 3,5 g/ml lichid pentru cimentare şi 5-6 g/ ml pentru obturații de bază.

Proprietâți. Rezistența la compresiune este comparabilă cu aceea a cimentului **FOZ.** Rezistența la tracțiune este mai scăzutâ decât a cimentului fosfat. Grosimea filmului este de 40-70 microni. Raportul dintre pulbere şi lichid are o importanță deosebită pentru calitățile mecanice. Timpul de lucru este lung, m cavitatea bucală priza se face în 7-13 minute. Rezultatele clinice situeazâ cimentul aproape la nivelul cimentului **FOZ** şi a cimentului **PCZ.**

Avantaje şi dezavantaje. Principalele avantaje ale cimenturilor **EBA** sunt legate de prepararea facilă, timp de lucm prelungit, caracteristici bune de scurgere şi rezistență, toleranță pulpară bună. Dezavantajele sunt reprezentate de raportul critic între pulbere şi lichid, descompunere hidroliticâ în mediul bucal, susceptibilitate la deformare plastică şi retenția mai slabă ca la cimentul **FOZ.** Punând m balanță avantajele şi dezavantajele, **cimenturile EBA** se indică la cimentarea coroanelor care se adaptează bine, prezintâ retenție bună şi nu sunt supuse stress-urilor excesive (incmstații, coroane, proteze fixe).

Obturațiile de bază reprezintă o altă indicație. Din aceeaşi familie fac parte şi **cimenturile cu esteri vanilați (HV-EBA).** în cadrul lor eugenolul a fost înlocuit cu un amestec de hexil-vanilat şi acid orto-etoxibenzoic, pulberea rămânând **ZnO.** Se indică pentru cimentarea restaurărilor unidentare pe dinți vitali şi a PPF de întindere redusă.

Produs comercial: **PROTEGT** 2A (Standard Dental Producten).

Cimenturi polielectrolitice

Cimentul policarboxilat de zinc, brevetat la sfârşitul anilor '60, este rodul cercetărilor care urmau obținerea unui ciment adeziv, care să întmnească proprietățile mecanice ale sistemului fosfat cu calitățile biologice ale cimentului **ZOE.** în decursul anilor formula originală a fost modificată, la fel şi forma de prezentare. La unele produse comerciale acidul poliacrilic uscat este adâugat la praf (cimenturi anhidre). La produse incapsulate lichidul este o soluție slabă de Na H2P04 care reduce vâscozitatea acidului poliacrilic şi prelungeşte timpul de priză. In sfârşit, existâ produse m care ingredientele sunt cuprinse într-o pulbere care se amestecă cu apă. Priza se face printr-o reacție acid bazâ, când pulberile de ZnO şi MgO sunt incorporate rapid în soluția vâscoasă de acid poliacrilic cu greutate moleculară mare. Cimentul obținut are calități tixotrope (comportament pseudoplastic), adicâ amestecul vâscos se scurge sub acțiunea presiunii.

în timpul prizei se formează poliacrilați de zinc. Cimentul întărit este un gel amorf care conține particule reziduale de ZnO.

Proprietăți. Pentru obținerea consistenței necesare cimentării raportul dintre pulbere şi lichid este de 1,5:1 în greutate. Cimentul propaspăt preparat pare vâscos m comparație cu cimentul **FOZ.** Vâscozitatea cimentului **FOZ** este adesea folosită de către clinician ca un termen de referință ceea ce are ca rezultat incorporarea unei cantități insuficiente de pulbere. Intr-adevăr la consistența cimentului **PCZ,** corect preparat, cimentul **FOZ** nu mai poate fi folosit. Noul ciment prezintă însă calități diferite. Supus presiunii se întinde m peliculă fină, cu grosime de 25-35 microni. Pentru evitarea erorilor în apreciere se indicâ folosirea dozatoarelor , anexate la fiecare produs şi păstrarea proporțiilor indicate de către producător.

Timpul de lucru la temperatura camerei este de 2,5 - 3,5 **minute.** Timpul de priză este de 6-8 minute în cavitatea bucală (37 °C). Similar altor cimenturi timpul de lucru se poate prelungi prin răcirea plăcii de sticlă.

La consistența folositâ pentru cimentare rezistența la compresiune este puțin scâzută în comparație cu cimentul **FOZ,** m schimb rezistența la tracțiune este semnificativ mai mare. Cimentul **PCZ** este mai puțin fragil şi mai rezistent decât cimentul **FOZ** şi **CIS.** Are aceeşi capacitate de retenție a coroanei tumate ca şi cimentul **FOZ.** Studii clinice efectuate pe parcursul a 3-5 ani au arătat că între cimentul **FOZ** şi **PCZ** nu există diferențe semnificative. Cimentul **PCZ** îndeplineşte performanțele clinice necesare pentru cimentare. Eşecurile sunt legate de reducerea raportului dintre praf şi lichid pentru a prelungi timpul de lucru. Cimentul rezultat va avea calități mecanice proaste şi solubilitate crescută.

Adeziunea la smalț şi dentină este bună, prin chelatarea gmpărilor carboxilat cu calciu. La nivelul dentinei intervine şi capacitatea de umectare datorată hidrofiliei. **Este bună şi adeziunea la diverse aliaje metalice, cu excepția aurului.** Condiția primară a aderenței este ca suprafețele să fie curate şi uscate.

Biocompatibilitatea cimentului este excelentă. Efectul asupra pulpei este comparabil cu cel al zinc oxid - eugenolului. Calitățile biologice se datorează toxicității intrinseci scăzute. Absența nocivității tisulare, m general şi a celei pulpare m special se explică prin:

- creşterea rapidă a pH-ului cimentului spre zona neutrală (pH inițial+4,8);
- localizarea acidului poliacrilic: mârimea moleculară îi limitează difuziunea, iar ionii se leagă de calciul şi proteinele dm fluidul dentinar;
- mobilizarea fluidului din canaliculele dentinare este minimă.

Preparatele care conțin fluomră de staniu au efect anticarios, prin îmbogațirea suprafeței adiacente de smalț cu fluor.

Avantaje şi dezavantaje. Principalele avantaje sunt legate de toxicitatea redusă , adeziunea la dinte şi aliaje, manipulare facilâ. In plus, rezistența, solubilitatea şi grosimea peliculei comparabile cu cele ale cimentului **FOZ.** Ca şi dezavantaje se menționează necesitatea păstrării cu strictețe a proporției dintre praf şi lichid, deci prepararea critică pentru păstrarea proprietăților, rezistență la compresiune mai scăzută şi vâscoelasticitate mai mare decât la cimentul fosfat, timp de lucru scurt, necesitatea asigurării unor suprafețe curate pentru a folosi potențialul adeziv al cimentului.

Rezistența la compresiune (55-85 MPa) este mai mică, iar rezistența la tensiune (8-12 MPa) este mai mare ca la cimentul fosfat de zinc.

După întărire, deformarea plastică este mai mare ca la cimentul **FOZ.** De aceea cimenturile **PCZ** nu sunt indicate în zone de solicitări masticatorii şi nici pentru fixarea protezelor de amplitudine mare.

Biocompatibilitatea îl indică în special pentru cimentarea restaurărilor de mică amploare^

Produse comerciale: **Bondex** (J&J), **Durelon** (ESPE), **Carboxylate Cement** (Bayer Dental) etc.

Cimenturile ionomere de sticlă (clasice) sunt din punct de vedere chimic, poliacrilați complecşi sau polialchenolați de sticlă (polimeri ionici) rezultați din acțiunea unei soluții apoase a homo- sau copolimerilor acidului acrilic sau polialchenoic cu un silicat dublu de aluminiu şi de calciu. .

CIS prezintă o gamă largă de utilizări, în cazul de față ne interesează **tipul 1 destinat lipirii de durată a RPF.**

CIS destinate fîxării, **aşa zisele chituri adezive** se întăresc mai rapid, dobândind într-un interval de timp relativ scurt (circa cinci minute) o rezistență față de absorbția apei.

CIS de tipul 1 se prezintâ sub mai multe forme:

a) **sistem bicomponent** pulbere / lichid, cu dozare manualâ sau predozat în capsule;

b) **sistem anhidru** - în care acidul este liofilizat şi încorporat în pulbere. Această pulbere se amestecă cu apă distilată sau cu o soluție de acid tartric.

Pulberea este constituită din sticle pe bază de aluminosilicați capabile să genereze cationi pentru formarea cimentului. Există peste trei sute de rețete diferite de sticle aluminosilicat (temare, cuatemare, multicomponente). .

Lichidul este o soluție apoasă (circa 50%) a unui homo- sau copolimer al acidului acrilic cu acid itaconic sau tartric. Există produse m care poliacidul este un polimer al acidului maleic.

Reacția de prizâ se bazează pe schimbul ionic dintre $A1^{34'}$, $Ca^{2+1'}$, $Na^{4"}$, $(AIF)^{2^}$ $(CaF)^{+}$ din particule de sticlă şi $HsO^{4^}$ din lichid, zonele din imediata apropiere a particulelor de sticlă transformându-se într-un **gel silicos.** Formarea sâmrilor între ionii metalici şi gmpările acide (carboxilice) ale macromoleculelor este însoțită de reticulare, m urma căreia lichidul se va transforma într-un **gel dur.** Apa din amestecul de reacție se va lega prin hidratare. In consecință, **cimentul întărit constă într-o matrice de polimer ionic care leagâ particulele de sticlă înconjurate de un strat de gel de silice.**

Un aspect aparte îl prezintă relația **CIS/apâ.** Este important de ştiut că în cimentul întărit se găseşte apă în proporție de 24% (cel puțin până la formarea sării de policarboxilat de Al). 0 mare cantitate se găseşte sub formă legată de poliamestec (apa legată, stratul intern). Restul de apă (molecule) - apă nelegată - înconjoară poliacidul hidratat formând stratul exterior. Aşadar, **dacă cimentul râmâne expus la aer după priza finalâ se poate deshidrata.** Această problemă a absorbției de apă şi a pierderii de apă, cunoscută în literatură sub denumirea de **balanță hidrică** este probabil unul dintre cele mai importante şi mai puțin înțelese fenomene caracteristice **CIS.**

Comparând proprietățile **CIS** cu cele ale **FOZ** rezultă că:

1. dimensiunea particulelor de pulbere este mai mică la **CIS** decât la **FOZ,** obținându-se o grosime a fîlmului de ciment de circa 15-25 p.m; pe de altâ parte utilizarea unor particule foarte fine scade mult timpul de lucru şi de priză, îmbunătătind totodată proprietătile fizice ale **CIS.**

2. spre deosebire de **FOZ, CIS au o vâscozitate mai micâ** (fluiditate mai mare) şi nu necesită exercitarea de presiuni pozitive asupra coroanei m cursul perioadei de priză; sunt preferate sistemele anhidre pentru că uşurează omogenizarea manuală, pasta astfel obținută fiind foarte fluidă.

3. la **CIS** nu se poate influența prea mult timpul de prizâ; sistemele anhidre au un timp de lucru prelungit, poliacidul din pulbere trebuind să se dizolve în apa adăugată.

CIS aderă la suprafețele polare active (smalț, dentină, metale acoperite cu un strat superficial de oxizi), dar **nu aderă la suprafețele chimic inerte** (ceramică dentară, metale nobile) (fig. 18.5.).

Datoritâ multiplelor avantaje ca: adeziune crescută la preparație şi coroană, ratâ scăzută de carie secundară, toleranță pulpară bună, etc. CIS sunt folosite pe scară largă pentru cimentările de durată.

Câteva produse comerciale: **Chemfîl** (DeTrey Dentsply), **Fuji** (GC-Co), **Ketac-Cem** (ESPE), **Aquacem(DeTrey) etC.**

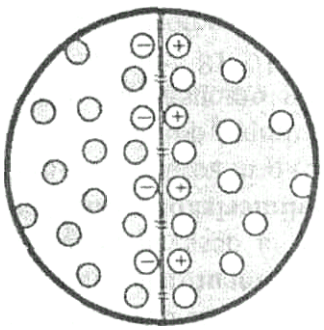


Fig. 18.5. Adeziune chimică prin atracția moleculelor exercitata între doua suprafețe atlate în contact (19).

Cimenturi răşini

Cimenturile râşini se împart în: **cimenturi acrilice, cimenturi diacrilice şi cimenturi răşini adezive.**

Cimenturi acrilice. Pulberea este formată din polimer sau copolimer de metil-metacrilat şi peroxid de benzoil cu rol de accelerator. Lichidul este monomer de metil metacrilat cu adaus de amine (accelerator).

Proprietățile acestor materiale sunt similare cu cele ale acrilatului autopolimerizabil. Sunt mai puțin solubile ca alte cimenturi, dar rigiditatea lor este scăzutâ. **Sunt foarte sensibile la umezeală în timpul prizei şi au efect nociv asupra pulpei.** în plus, timpul de lucru este scurt şi îndepărtarea excesului de la margini se face cu dificultate. Aceste aspecte practice explică faptul câ n-au pătmns în uzul curent. La ora actuală sunt **de domeniul istoriei.**

Cimenturile diacrilice au fost elaborate special pentru diferite tehnici adezive. Ele sunt m realitate **RDC** utilizate m exclusivitate pentm lipirea diferitelor suprafețe heterogene (ceramice, metalice, polimerice) la tesuturile dure dentare prin retentie micromecanicâ (fig.18.6).

Ca şi la **RDC** convenționale (destinate restaurărilor dentare), **CD** sunt sisteme bifazice realizate prin dispersarea unei umpluturi anorganice (UA) într-un amestec de monomeri diacrilici.

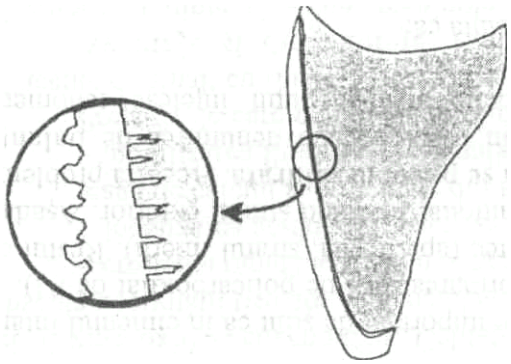


Fig. 18.6. CD asigură retenție iTiicromecanică (19).

Umpluturile anorganice (cuarț cristalin, silice coloidală, alumino-silicați şi borosilicați de Li, Ba, Sr, Zr, Sn - sticle, fluomrâ de bariu) sunt uniform dispersate în faza organică. Aceasta din urmă conține **monomeri de bază,** de regulâ cu douâ grupări funcționale, monomeri diacrilici (Bis-GMA, Bis-MA, BIS-EMA, Bis-PMA, UDMA), **monomeri de diluție,** • cu rolul de a reduce vâscozitatea monomerilor de bază, ce pot fi monofuncționali (MAA, MMA, CHMA) sau difuncționali (EDMA, DEDMA, TEDMA, BUDMA, HMDA). **Sistemele de inițiere** a polimerizării sunt **chimice, foto** sau **dual cure.**

După polimerizare, **CD** sunt sisteme alcâtuite dintr-o fazâ continuă (matricea de polimer reticulat) în care se găseşte faza discontinuâ (particule de UA). Cele două faze sunt legate între ele prin agenți de cuplare (silani hidrolizabili).

Pentru ca pelicula de ciment sâ fie cât mai subțire (de circa 18 (J.m), particulele de UA **nu trebuie să depăşească dimensiunea de 5 ^im.** Vâscozitatea **CD** a fost modificată prin scâderea procentajului de UA (până la 60-75%), rezultând creşterea fluidității lor.

Cimenturile diacrilice dual cure (autofotopolimerizabile) au fost lansate pe piață ca râspuns la dezavantajele fiecâmi sistem de inițiere utilizat singular. Timpul de lucru al **RD autopolimerizabile** este foarte scurt (60-90 s). S-a încercat prelungirea acestuia (până la 3 minute) prin scăderea cantității de accelerator, dar evident, proprietățile mecanice au scăzut. Nu numai timpul de lucru scurt m sine, ci şi creşterea continuă a vâscozității pastei din momentul începerii omogenizării având drept consecințâ imposibilitatea obțmerii unei pelicule fine de ciment (10-18 (J,m), au constituit un inconvenient. Prelungirea timpului de lucru (teoretic nelimitat) este posibilă prin asocierea fotopolimerizării. **CD strict fotopolimerizabile nu pot fi utilizate clinic,** deoarece suprafața de ciment expusă spotului luminos este extrem de mică, existând riscul nepolimerizârii materialului în profunzime. La **CD „dual-cure"** polimerizarea în profunzime este asigurată de sistemele de inițiere tip auto. Astfel, s-au obținut **CD** cu bune proprietăți mecanice, având un timp de lucru de aproximativ 10 minute.

Dintre CD mai frecvent utilizate în practică enumerăm: **ABC** (Vivadent), **Compspan Opaque** (Caulk), **Conclude** (3M), **Estic Microfill Flow** (Kulzer), **Getz Maryland Bridge** (Teledyne Getz), **Marycoll** (VOCO), **Maryland Bridge Cementation Paste** (Den-Mat), **Mimetic Grip** (ESPE), **Resilute** (Schein), **DuraLingual** (Unitek), **Lee Bridge Cement** (Lee Pharmaceuticals), **Crown Cementation Paste** (Den-Mat), **F20** (VOCO) etc.

Cimenturi răşmi adezive

Cimenturile răşini adezive (care nu trebuie confundate cu CD) diferă din punct de vedere chimic de **CD** prin monomerii adezivi: fosfat de metacriloxietilfenil, 4-metacriloiloxietiltrimelitatanhidrida (4-META). Se prezintă m sistem bicomponent:
pulbere/lichid sau mai nou **pastă/pastâ.** (vezi cap. 23.3.)

Cimenturile răşini adezive sunt de obicei autopolimerizabile, dar pot fi şi autofotopolimerizabile. Ele asigură o **lipire a restaurârii la preparaţie prin dublu mecanism:**
micromecanic şi chimic (datorată monomerilor adezivi ce reacţionează cu calciul din dinte şi cu oxizii metalici din coroană). ^si) J-îsm

In tabelul 18.2 se prezintă rezistenţa la tracţiune a unui ciment răşină adezivă comparativ cu un **CD** pentm diferite substraturi.

Tabelul 18.2.

Comparaţie între rezistenţa la tracţiune a unui ciment râşină adezivă cu a unui ciment diacrilic pentru diferite substraturi.

Rezistenţa la tracţiune (MPa)		
Substrat	Ciment răşină adezivă	Ciment diacrilic
Dentină (negravatâ)	4.1	0.0 -,
Smalţ (gravat)	15.0	10.0
Aliaj Ni-Cr-Be - sablat	24.0	14.1
-gravat electrolitic	27.4	25.2
Aliaj nobil tipul IV - sablat	22.0	9.4
- cositorit	. , . „ 25.5 : , . -	12.8

Exemple de cimenturi răşini adezive sunt: **C&B Meta-Bond** (Parkell), **Enforce Sure Cure** (Caulk/Dentsply), **Panavia 21** (J. Morita), **All-Bond** 2, **Imperva Dual.** (vezi cap. 23.3.)

Cimenturi „hibride" (între RDC şi CIS)

Cimenturile „hibride" au o compoziţie situată între **RDC** şi **CIS: cimenturile ionomere modificate cu răşini (CIMR), situate mai aproape de CIS** şi **compomerii, mai apropiaţi de RDC:**

CIS CIMR COMPOMERI RDC

Cimenturile ionomere modificate cu răşini sunt materiale dentare derivate de la **CIS** clasice, prin introducerea în catena acidului policarboxilic de gmpâri conţinând duble legături (de exemplu, gmpări metacrilice).

Mecanismul de întărire are la bază reacţia acid-bază şi polimerizarea, aceasta din urmă fiind de obicei iniţiată de un sistem fotoactivabil. Dar există şi unele **CIMR** ce permit ca polimerizarea sâ se desfaşoare şi m absenţa iradiern **(„polimerizare la întimeric" -„dark-cure").** Acestea au **trei mecamsme de întărire: reacţie acid-bază, fotopolimerizare, autopolimerizare.**

Avantajele **CIMR** față de **CIS** sunt:

a) timp de întărire mai scurt;
b) **CIMR** sunt mai puțin fragile;
c) aciditatea inițială este scăzută;
d) pH-ul creşte rapid;
e) eliberare de ioni de fluor relativ crescută;
f) sensibilitatea la apă scăzută;
g) solubilitate scăzută;
h) aspect estetic superior față de **CIS.**

Clasificarea **CIMR** este aceeaşi ca a **CIS** „clasice".

CIMR (tip I, pentru fixare) sunt materiale considerate relativ uşor de utilizat, oferă o retenție crescută, şi nu dau sensibilitate postoperatorie.

Mc Lean apreciază că aceste materiale **dau un plus de rezistență față de fixările** efectuate cu **CIS clasice.** Se îmbunătățeşte astfel retenția coroanelor şi inlay-urilor, folosind tehnicile convenționale de cimentare. în cazul fixărilor adezive, folosirea lor trebuie privită cu rezerve. **Cel puțin la ora actuală** se **recomandâ ca inlay-urile şi coroanele integral ceramice să nu se fixeze cu CIMR şi nici chiar cu compomeri, deoarece proprietățile lor mecanice sunt inferioare față de cimenturile răşini.** Prevenirea propagării fisurilor sau a dezlipirii restaurârilor ceramice este dependentă de rezistența legâturii dintre suprafața ceramicii şi dinte. In acest stadiu, utilizarea acestor materiale este limitată la fixări convenționale.

Unul dintre **CIMR** utilizate pentru fixare este **Vitremer** (3M), indicat pentm lipirea **PPF,** incmstațiilor metalice şi DCR-urilor.

Compomerii

Compomerii sunt din punct de vedere chimic **RDC** modificate cu poliacizi (polyacid-modified resin composites).

Denumirea lor este sugestivă pentru natura hibridă a acestor materiale **(composite** + ionomer). La începutul anilor '90, au apărut primii compomeri: **Dyract** (Dentsply / L. D. Caulk), **Compoglass** (Vivadent), **Luxat** (DMG), **Hytac** (Espe). [Unul din compomerii utilizați pentru fixare este: **Dyract** Cem[1'1]"" (De Trey Dentsply). în continuare îl vom prezenta pe acesta, deoarece avem o oarecare experiență cu el.

Se prezintă ca **sistem bicomponent pulbere/lichid.** Compoziția pulberii este următoarea: **o sticlă Sr-Al-F-Si** (având o dimensiune medie a particulelor de 5,5 p-m), **componente ale sistemului de inițiere.** Compoziția lichidului constă în: macromonomer, aminopenta, DEGDMA, inhibitor, componente ale sistemului de inițiere.

Reacția de polimerizare debutează în momentul omogenizării. Reacția de priză are loc pe măsura absorbției de apâ ce determinâ ionizarea grupelor carboxil libere. Absorbția de apâ este completă după 4-6 săptâmâni. Sistemul de inițiere are o bună stabilitate în timp. Intărirea survine rapid, stadiile intermediare de vâscozitate desfâşurându-se repede. Stratul subpolimerizat este mai subțire de 10 p-m. Pentru a preveni formarea acestuia, se poate aplica, la limita dintre piesa protetică şi dinte, gelul Airblock™. Adeziunea materialului este asigurată de gmpările COOH din macromonomer şi fosfatul din aminopenta.

Indicațiile Dyract Cem sunt:

-fixări convenționale pentru inlay-uri, onlay-uri, coroane de înveliş şi proteze parțiale fixe, **DCR-uri;**

-fixări adezive pentru inlay-uri, onlay-uri, coroane şi fațete ceramice;

-fixări adezive pentru proteze parțiale fîxe adezive.

în tabelul 18.3. prezentăm comparativ proprietățile cimenturilor pentru fixarea de durată.

Tabelul 18.3. Proprietâţile diferitelor tipuri de cimenturi pentru fixare faţă de proprietăţile unuiciment ideai (17).

Proprietâţi	Ciment ideal	Fosfat de zinc	Poli-carboxilat	lonomer de sticlă	CIMR	Răşini compozite	Răşini adezive
Grosimea fîlmului (|mi)	Mic	^25	<25	<25	>25	>25	>25
Timpul de lucru (min)	Lung	1.5-5	1.75-2.5	2-3.5	2-4	3-10	0.5-5
Timpul de prizâ (min)	Scurt	5-Î4	'6-9	6-9	: 2	3-7"	1-15 -
Rezistenţa la compresiune (MPa)	Mare	62-101	67-91	122-162	40-141	194-200	179-255
Modulde elasticitate (GPa)	Dentină =13.7 Smalţ = 84-130	13,2	# -	11.2	#-	J7	4.5-9.8 „
Iritaţie pulpară	Mică	Moderată	Mică	Mare	Mare	Mare	Mare
Solubilitate	Foarte mică	Mare	Mare	Mică	Foarte mică	Foarte mică	Foarte micâ
• Microinfiltraţie	Foarte micâ	Mare	De la mare la foarte mare	De lamică la foarte mare	Foarte mică	De la mare la foarte mare	De la foarte mică la mică
Indepărtarea excesului	Uşoară	Uşoară	Medie	Medie	Medie	Medie	Dificilă
Retenţie	Mare	Moderată	Mică/ moderată	De la moderată la mare	#	Moderată	Mare

nu a fost testat

18. 2. 6. CRITERII DE SELECTARE A CIMENTURILOR

Selectarea cimenturilor are o importanţă deosebită m clinică pentru comportamentul m timp a tuturor elementelor interesate. Nici un ciment nu îndeplineşte toate calităţiile biomecanice. Criteriile de selectare sunt:

- starea pulpei dinţilor stâlpi;
- retenţia biomecanică a coroanei pe dintele stâlp;
- mârimea anticipată a forţelor care vor tinde sâ desprindă restaurarea.

Utilizarea unui ciment pentru fixarea de durată sau a altuia se face m funcţie de indicaţiile şi contraindicaţiile pe care le vom prezenta în tabelul 18.4.

Tabelul 18.4. Indîcaţiile şi contraindicaţiile cimenturilor pentru fixarea de durată (17).

Restaurâri	Indicatii	Contraindicaţii
1.	2.	3.
Coroane de înveliş, coroane metalo-ceramice, proteze parţiale fixe	1,2,3,4,5,6,7	—
Coroane sau proteze parţiale fixe cu retenţie slabă	1	2,3,4,5,6,7
Coroană metalo-ceramică cu terminatie ceramică	1,2,3,4,5,6,7	-

1.	2.	3.
Coroane integral ceramice (prin presare)	1,2	3,4,5,6,7
Coroane integral ceramice (cu nucleu de AlaO.-O	1,2,3,4,6,7	5
Inlay ceramic	1,2	3,4,5,6,7
Fatete ceramice	1,2	3,4,5,6,7
Proteze partiale fixe agregate adeziv	1,2	3,4,5,6,7
Dispozitive corono-radiculare	1,2,3,5,6	4,7

Ciment de durată	Principalele avantaje	Principâlele dezavantaje	Precautii
1. Ciment râşină adezivâ	Adeziune, solubilitate scăzută	Film subţire, utilizare îndelungatâ	Izolarea câmpului
2. Ciment diacrilic	Solubilitate scăzutâ	Film subţire, iritaţie	Utilizarea bondingului, i izolarea câmpului -'
3. lonomerde sticlâ	Eliberează fluor	Solubilitate, infiltraţie	Evitarea contactului cu saliva după fixare
4. ZOE modificate	Biocompatibil	Rezistenţă mecanică scâzutâ	Doar pentru restaurări foarte retentive
5. CIMR	Solublitate scăzută, eliberează fluor	Absorbţia de apă, utilizare îndelungatâ	Evitarea fixării restaurărilor ceramice
6. Fosfat de zinc	Utilizare îndelungată	Solubilitate, infiltraţie	Utilizarea pentru restaurări „tradiţionale"
7. Policarboxilat de zinc	Biocompatibil	Rezistenţă mecanică scăzută, solubilitate	Nu se micşorează raportul pulbere/lichid

18. 2. 7. FAZELE CLINICE ALE CIMENTĂRII

înainte de cimentarea de durată trebuie executate următoarele manopere:

- îndepărtarea completă a cimentului provizoriu de pe suprafeţele dentare, de pe restaurare şi din şanţul gingival (dacă este cazul);

- testarea vitalităţii dinţilor stâlpi;

- verificarea protezei fixe pe modelul de lucru, corectarea marginilor şi completarea lustmirii întregii piese protetice (dacă este cazul).

Pregătirea piesei protetice

Pregătirea piesei protetice se face înaintea pregătirii câmpului protetic. în mod uzual, resturile de ciment provizoriu se îndepărtează, apoi se curăţă suprafaţa restaurârii implicată în fixare cu bulete de vată îmbibate cu apă oxigenată, alcool şi/sau neofalină, după care se usucă cu spray-ul de aer. In cazul când această suprafaţă se condiţionează prin oxidare, cositorire sau sablare nu mai este permisâ contaminarea ei (umiditate, grăsime etc.).

Pregâtirea câmpului operator

Izolarea câmpului operator de salivă şi secreţii din şanţul gingival trebuie facută cu cea mai mare grijă, deoarece orice urmă de umiditate afectează calităţile cimentului şi longevitatea agregării. Se folosesc mijloacele obişnuite: **rulouri de vată, aspiratorul de salivă** de la unitul dentar, **automatom** (fig. 18.7).

Când pacientul prezintă o salivație abundentă se poate administra o premedicație cu antisialogoge administrate **cu o** oră înamte. Anestezia este necesară numai dacă bonturile prezintă o sensibilitate crescută. Secrețiile șanțului gingival pot fi controlate prin aplicarea unui fîr de bumbac m șanț, care va fi îndepărtat înainte de inserarea piesei protetice. Eventuale microhemoragii se opresc cu un astringent sau cu apă oxigenată 3%.

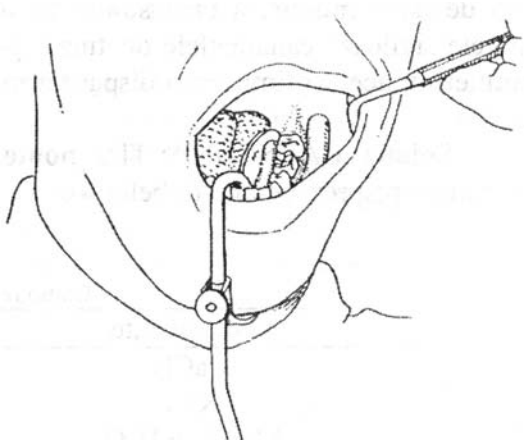


Fig. 18. 7. Izolarea câmpului operator mandibular cu rulouri de vată şi autoinatom (19)

Ținând cont de faptul că în majoritatea cazurilor limita preparației se găseşte subgingival, utilizarea digii devine improprie. Stoparea totală a secrețiilor din şanțul gingival poate fi considerată o utopie. în cazul unor CIS anhidre, prezența unui anumit grad de umiditate influențează pozitiv timpul de priză şi proprietățile fizico-chimice ale materialului.

Pentru a obține o retenție optimă a cimentului, **bontul trebuie să fie curat.** Dacâ restaurarea provizorie a prezentat o închidere marginalâ sau o retenție deficitară (urmată de dezinserarea restaurării) sau dacă cimentul s-a dizolvat, este posibil ca pe bonturi să existe depuneri de placă dentară şi resturi organice. Acestea se pot îndepărta cu gume şi pulbere de piatră ponce. Alcoolul sau alți agenți iritanți nu se indică pentru curățirea bontului. **Apa oxigenată** 3%, **ulterior ştergerea cu neofalina sunt cele mai indicate.** Uscarea cu jet de aer este interzisâ datorită:

- afectării odontoblaştilor şi posibilei aspirări a nucleilor în canaliculele dentinare;
- desicării dentinei care favorizează absorbția acizilor din cimentul proaspăt preparat;
- presiunii crescute ce atrage fluidul dentinar la suprafață, creând o peliculă lichidâ;
- presiunilor mari de aer ce traumatizează epiteliul intem al peretelui gingival al sulcusului şi declanşează o secreție crescută de fluid sulcular.

Chiar după o curățire atentă a bontului rămân resturi de pulbere dentinarâ înglobată într-o peliculă lipidică aşa zisul **smear layer.**

Condiționarea bontului se face diferențiat, m funcție de vitalitatea acestuia.

Condiționarea țesuturilor dure dentare înainte de aplicarea pastei de ciment, ca măsurâ de îmbunătățire a adeziunii constituie subiectul a numeroase studii, în special pentru dentină. In acest scop s-au recomandat **agenți de curățire** (cleaning agents - soluții apoase de acizi organici, de exemplu acid citric) şi **agenți de mineralizare** (soluții apoase de săruri anorganice). Dacă asupra agenților de curățire părerile sunt împărțite, în ultimul timp ei fiind evitați datorită leziunilor pe care le provoacă organului pulpar, agenții de mineralizare se pare că au reuşit să se impună (mai ales preparatele sub formă de sămri anorganice - fosfați sau fluoruri de calciu - sau acid tartric).

în cazul cimentării coroanelor pe bonturi vitale, prin aplicarea unei presiuni pozitive asupra coroanei se dezvoltă la nivelul interfeței coroană/bont o presiune hidraulicâ, cu efecte nedorite asupra prelungirilor odontoblastice din canaliculele dentinare deschise. De aceea, **utilizarea de către unii practicieni a unor soluții de acizi slabi, cum ar n o soluție de 10% de poli-(acid acrilic) pentru îndepărtarea peliculei lipidice de pe suprafața dentinei, este total contraindicată.** Prin acest tip de condiționare canaliculele dentinare se expun direct acțiunii cimentului aflat sub presiune hidraulică. în vederea condiționării se indicâ aplicarea pe bont,

timp de două minute, a unei soluții de acid tanic 25% sau a unei soluții CAUSTON'S ITS. Ambele sigilează canaliculele dentinare prin precipitarea stratului de impurități de pe suprafața dentmei. în acelaşi timp, prin dispariția microretențiilor scade retenția mecanică a cimentului la dentină.

Soluția CAUSTON'S ITS **poate fi preparatâ de orice farmacist** şi este stabilâ minimum optsprezece luni (tabelul 4).

Tabelul18.5.

Compoziția CAUSTON^S ITS

Componente	g/1
CaCh	0,20
KCl	0,20
MgCl • 6 H20	0,05
NaCl	8,00
NaHCOs	1,00
NaH2P04-H20	0,05
Glucoză	1,00

Pe bonturile devitale este posibilă dezvoltarea unei adeziuni optime. Condiționarea se face cu poli-(acid acrilic/alchenoic) 10% timp de 10-15 secunde, care îndepărtează pelicula lipidică. Se spală cu ajutorul unui jet de aer-apă timp de 30 secunde, după care se usucâ cu alcool. Reamintim faptul câ uscarea trebuie sâ se facă fară deshidratare, iar aplicarea cimentului, fară contaminări.

Prepararea cimenturilor

Prepararea cimenturilor diferă în funcție de tipul de ciment. •

Prepararea cimentului fosfat de zinc. Cimentul **FOZ** este un ciment tradițional pentru fixarea protezelor fixe.

S-au discutat anterior mâsurile preconizate pentru protecția organului pulpar; pe lângă acestea, esențială este tehnica de manipulare şi preparare a pastei de ciment, pentru a se obține rezistența, vâscozitatea corespunzătoare şi timpul de prizâ adecvat.

Lichidul cimentului **FOZ** conține acid fosforic, apă şi sâmri minerale, concentrația m apă fiind foarte importantă, ea având rolul de a dirija timpul de prizâ. Această balanță (echilibru) a conținutului în apă reprezintă un factor critic al obținerii unui preparat corespunzător. Ea trebuie să se păstreze, deoarece chiar devieri minore influențează timpul de priză.

0 creştere a conținutului în apă accelerează priza m timp ce o scâdere o întârzie. Dacă lichidul nu se pâstrează ermetic închis, el poate să câştige o cantitate de apă (prin absorbție din atmosferă) sau să o piardâ (prin evaporare). Din acest motiv, lichidul se aplică pe plăcuța de sticlă doar m momentul când începe spatularea pastei de ciment. Plăcuța pe care se manipulează amestecul trebuie să fie de sticlă, răcită la o temperatură între -10°C şi +10°C. Există plăci special concepute pentru a fi menținute reci (de tip Ormco). Spatularea pe o zonă mai întinsă a unei astfel de plăci favorizează atenuarea căldurii generate m timpul reacției exoterme de priză, permițând prin aceasta înglobarea unei cantități maxime de praf de ciment.

Un alt factor de prim ordin, care poate să determine reuşita sau eşecul unei cimentări este proporția între pulbere/lichid (totdeauna indicată de fabrica producătoare), dar care poate prezenta variații nedorite prin nerespectarea condițiilor de manipulare a preparatului. Pentru

cimenturile **FOZ,** Freiche şi colab.(7) dau **raportul optim între pulbere / lichid de 1,5-2 g de pulbere pentru 0,5 ml de lichid.**

Cantitatea de pulbere se împarte în 5-6 părți egale, înglobându-se în lichid o primă parte, care se spatulează cu mişcări rotatorii până când amestecul devine omogen (fig. 18.8.). Apoi aria de spatulare creşte înglobâdu-se pe rând şi celelalte părți, fiecare porțiune malaxându-se între 15-20 secunde, deci timpul total al preparării ar fi de 1,5-2 minute (fig. 18.9.). Partea solubilâ a cimentului este matricea cristalină care se formează în jurul particulelor incipiente de pulbere, de aceea malaxarea trebuie riguros respectatâ pentru a obține un amestec omogen, încorporând totodatâ o cantitate maximă de pulbere de ciment.

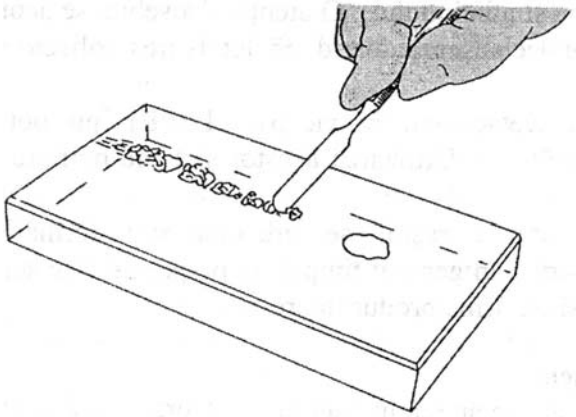


Fig. 18.8. Introducerea progresivă a pulberii în lichid (19).

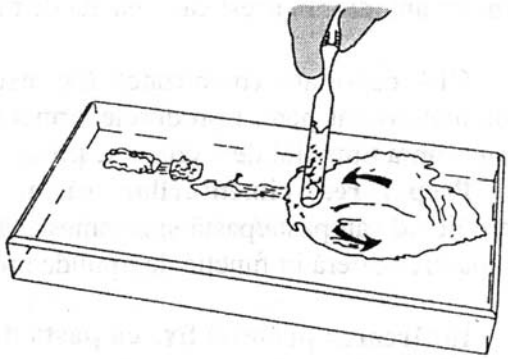


Fig. 18.9. Prepararea cimentuliii tbsfat de zinc prin mişcări circulare. Aria de spatulare creşte progresiv prin înglobarea unor noi părți de pulbere (19).

în general, pentru cimenturile **FOZ** timpul de priză este de circa 6 minute.

Consisența (vâscozitatea) pastei de ciment trebuie sâ corespundă scopului urmărit. Determinarea gradului optim de vâscozitate este o problemă de apreciere care se obține prin experiență. Pentru orice consistență corespunzătoare diverselor utilizări, trebuie o cantitate maximă de pulbere; atunci **când se doreşte o consistență mai redusă, constituie o greşeală sâ se includă în amestec pulbere mai puțină.** Pentru cimentări **PPF,** trebuie asigurata o vâscozitate redusâ a cimentului, fară a interveni nefavorabil asupra proporției pulbere/lichid.

Prepararea cimenturilor silico-fosfat. Prepararea şi factorii care influențează timpul de priză sunt similare cu a cimenturilor **FOZ** însă datorită faptului că prezintă un pH acid mare, este necesară o bună protecție pulpo-dentinarâ.

Prepararea cimenturilor pe bază de ZOE. Raportul optim lichid/pulbere este prescris de fiecare firmă. Pentru malaxare se poate folosi hârtie specială, dar când se adaugă polimeri, ca şi m cazul **EBA,** se utilizează plăcuța de sticlă. Lichidul este fotosensibil, ca şi eugenolul şi trebuie păstrat în flacoane închise la culoare. Malaxarea nu cere o tehnică specială, dar spre deosebire de alte cimenturi, ea trebuie facută energic şi rapid până la consistența dorită;
Umezeala accelerează reacția de priză.

Prepararea cimenturilor policarboxilate. Raportul optim pulbere / lichid este de 1,5 :

1. Se amestecă pe placa de sticlă, obținându-se o pastă mult mai vâscoasă decât la alte tipuri de ciment. Spatularea se realizează în 30 secunde. Timpul de utilizare rămâne scurt (aproximativ 2,5 minute față de 5 minute la cimentul **FOZ** de exemplu), deoarece din momentul când cimentul pierde aspectul strălucitor el nu mai poate fi folosit, motiv pentru care nu prezintă suficient confort m manipularea clmică.

Prepararea cimenturilor CIS. Pentru a obține o consistență cremoasă a **CIS, raportul pulbere/lichid trebuie să fie de circa 1,5 : 1.**

u"«'%î^ Pasta de ciment se prepară pe o placă de sticlă sau fblie de hârtie cerată prin amestecarea celor două componente cu o spatulă din material plastic sau metal. După agitarea flaconului cu pulbere şi omogenizarea acesteia, cantitatea dozată de pulbere se amestecă progresiv m două sau trei părți cu cantitate dozată de lichid. Lichidul trebuie să acopere pulberea, iar pentru a evita evaporarea apei şi pentru a asigura o omogenitate a amestecului,malaxarea trebuie să fie rapidă (15-60 secunde) şi pe o suprafață cât mai mică (în interiorul unui cerc cu un diametru de 3 cm). în acelaşi scop se recomandă răcirea plâcii (până la o temperatură puțin superioară condensării izobare a vaporilor de apă din aer) şi a pulberii (nu şi a lichidului). 0 atenție deosebită se acordă sistemelor anhidre. în acest caz, reacția de prizâ se declanşează doar dupa dizolvarea poliacidului **în apă.**

CIS capsulate (predozate) (de exemplu Ketac-Cem Maxicap - ESPE), nu pot fi întrebuințate decât pentru produsele firmei producătoare. Utilizarea acestor sisteme permite un control asupra timpului de lucru şi de prizâ.

Prepararea cimenturilor răşini. Cimenturile răşini se prezintă sub formă de pulbere/lichid sau pastă/pastâ şi se amestecă pe hârtie. în general timpul de preparare este scurt, iar prepararea diferă în funcție de tipul de produs şi de firma producătoare.

Incărcarea protezei fixe cu pasta de ciment

Cimentul pregâtit la consistența de cimentare, se aplicâ în (sau pe) restaurare, având grijă ca în interiorul coroanelor de înveliş să câptuşeascâ doar pereții. Pentru a evita formarea incluziunilor de aer, se aplică pastâ de ciment şi în şanțurile sau puțurile bontului, acesta putând **fi** acoperit chiar în întregime.

Inserarea protezei fixe pe bont

Proteza se aplică pe bont în axul de inserție şi se aplică presiuni inițial dozate, apoi ferme, până la adaptarea completă pe bont. Se controlează raporturile cu antagoniştii. Priza trebuie sâ se facă sub presiune.

Controlul final

După priza cimentului se îndepărtează cu grijâ excesul, în special din şanțul gingival şi din ambrazurile cervicale. îndepărtarea excesului depinde de proprietățile cimentului utilizat. Dacâ cimentul utilizat nu aderă chimic de suprafața protezei sau a dinților, excesul se îndepârteazâ relativ uşor. Este valabil pentru **FOZ, CSF** şi **ZOE.** în cazul cimenturilor **PCZ** şi **CIS** se recomandă ca m prealabil să se vaselineze suprafețele cu care intră în contact cimentul în exces (suprafața extemă a protezei, țesuturile moi înconjurătoare). Pentru cimenturile răşini adezive se recomandâ îndepărtarea excesului când priza cimentului este incompletă. în cazul **PPF** această manevră trebuie să intereseze şi suprafețele intermediarilor, cu precâdere zonele care vin în raport cu crestele edentate. Orice rest de ciment va reprezenta o viitoare spină iritativă pentm parodonțiul marginal şi/sau mucoasa care acoperă crestele edentate. ?9^?

Priza finală a cimenturilor cu atingerea valorilor maxime ale rezistenței poate dura mai mult timp. De aceea se recomandă aplicarea unui strat de vamish sau bonding, la marginea restaurării, imediat după îndepârtarea excesului.

0 ultimă verificare a cimentârii protezei fixe, precum şi eventualele retuşuri ocluzale, se pot face şi a doua zi după fîxare.

18. 2. 8. PARTICULARITĂȚI DE CIMENTARE A DIFERITELOR RESTAURARI PROTETICE FIXE

Cimentarea coroanelor de înveliş metalice. Cu cât o coroană se adaptează mai intim pe suprafețele preparației, cu atât este mai mare riscul sâ se distanțeze de suprafața ocluzală în timpul cimentării. Coroanele cu grosime totalâ prezintă acest risc, excesul de ciment neavând posibilitatea refluării. Acelaşi risc îl prezintă şi incluziunile de aer încorporate între cele două suprafețe. Modificarea consistenței cimentului prin încorporarea de praf m proporție mai redusâ nu este o soluție acceptabilâ, din motivele expuse deja. în decursul anilor s-au preconizat diverse soluții tehnice:

- 0 primâ soluție se referâ la perforarea suprafeței ocluzale, cimentul m exces refluând prin orificiul creat (fig. 18.10). Ulterior va fi obturat cu incmstație sau material plastic. **După Mount (12), realizarea acestui orificiu este o tehnică anacronică şi nu-şi mai justifîcâ utilizarea, dar este indicată ca o soluție limită.**

- Cu o frezâ globulară se crează un şanț, pe suprafața internâ a coroanei, care se întinde de la suprafața ocluzală până la 1 mm de marginea cervicală (fig. 18.11). - După adaptarea coroanei pe bont se îndepărtează cu o freză de mărime adecvată, un strat din

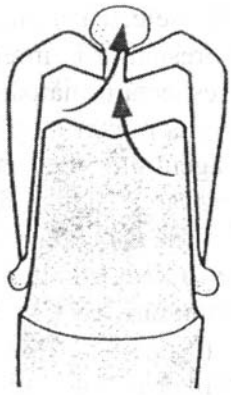


Fig. 18.10. Perforarea coroanei pe suprafața ocluzală pentru refluarea cimentului (19).

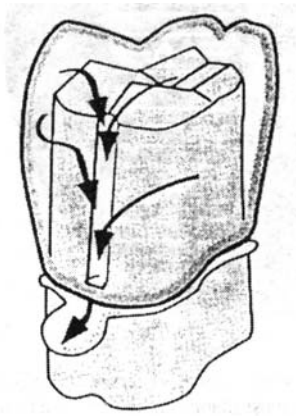


Fig. 18.11. Crearea unui şanț pe suprafața internâ a coroanei (19).

interiorul coroanei fârâ a prejudicia închiderea marginală. Este o metodă imprecisă.

- Gravarea intemă a pereților intemi ai coroanei cu amestec de acid azotic şi acid clorhidric înproporție de 1:3 (pentru aliaje nobile).

- Electrocoroziune cu soluție de cianură. Intr-un minut se îndepârtează 40 microni din grosimea metalului.

- Distanțarea necesară este de 15-40 microni. Ea se poate obține cel mai simplu prin aplicarea de lacuri speciale pe modelul de lucru înainte de modelarea machetei de ceară. Lacul va acoperi m strat uniform toată suprafața, până la 1 mm de zona terminală.

Cimentarea dispozitivelor corono-radiculare metalice şi a coroanelor de substituție. **DCR-urile** perfect adaptate la peretii canalelor radiculare ridică parțial aceleaşi probleme ca şi cimentarea coroanelor de înveliş. Cimentul preparat se aplicâ pe suprafața dispozitivului şi cu un

ac Lentullo în canalul radicular. Pentru refluarea excesului de ciment se poate crea un şanţ longitudinal pe **DCR.** Unele dispozitive prefabricate prezintă astfel de şanţuri.

Pentru prevenirea fracturârii pereţilor canalului m timpul cimentării sau a neadaptârii corecte a **DCR** m canal se fac următoarele recomandări:

- consistenţa cimentului să fie fluidă, peiiîru a reduce la minimum presiunea hidraulică dm timpul cimentârii;
- sâ se asigure un şanţ pentru refluarea cimentului;
- menţinerea pasivâ a dispozitivului după cimentare.

Cimentarea incrustaţiilor metalice. Pe suprafaţa de agregare a incrustaţiilor şi pe pereţii cavităţii se aplică un strat de ciment. Se inseră incmstaţia în cavitate, apoi se verificâ rapid ocluzia. Se exercită presiuni (în IM) până la priza cimentului. Se îndepărtează apoi excesul de ciment. In şedinţa următoare se vor bmnisa marginile incmstaţiei din metale cu conţinut înalt nobil adaptându-le la suprafaţa de smalţ adiacentâ. Pentru a reduce incidenţa percolării estedeosebit de important să se facâ bmnisarea atât

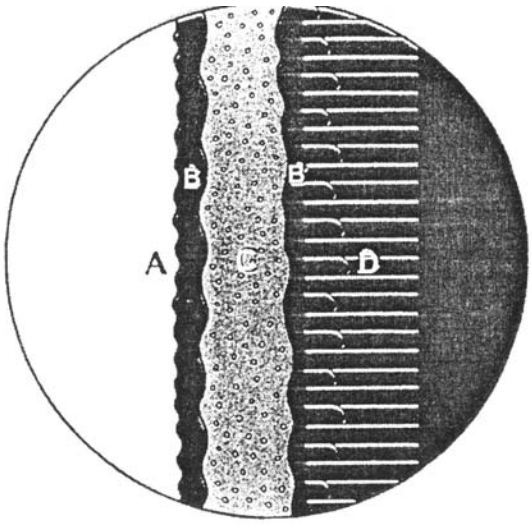


Fig. 18.12. Cimentarea restaurârilor integral ceramice (schemâ). A - suprafaţa ceramicâ (gravatâ şi silanizatâ); B - adezivul râşinii; C - cimentul diacrilic; D - smalţul gravat (17).

înainte, cât şi după cimentare. Brunisarea marginilor incmstaţiei coroanei se indică şi m preparările cu prag şi bizou.

Cimentarea restaurărilor integral ceramice. Se selectează cimentul şi în funcţie de nuanţa restaurării integral ceramice. In general se respectă următoarele etape: gravarea cu **HF** a suprafeţei interne a restaurării, aplicarea agentului de cuplare silanic la ceramicâ, gravarea cu acid fosforic a suprafaţei preparaţiei (de obicei smalţ), aplicarea adezivului râşinii la smalţ şi la stratul de silan, inserarea restaurării cu **CD** care se introduce şi m cavitate (fig. 18.12). Se aplică o presiune moderată pentru a preveni fracturarea restaurârii (mai ales la faţetele integral ceramice).

18. 2. 9. INCIDENTE ŞI ACCIDENTE DUPĂ FIXARE

După fixarea de durată a protezelor fixe pot apare mai devreme sau mai târziu unele accidente ca: senzaţie de disconfort, mobilitatea protezei fixe, decompensare parodontalâ, carii şi complicaţii pulpare la nivelul dinţilor stâlpi, perforarea elementelor de agregare, fractura sau dezlipirea intermediarilor protezei fixe, fractura sau desprmderea faţetelor, lipsa de funcţionalitate a construcţiei protetice etc.

Protezele fixe pe lângă avantajele indiscutabile pe care le prezintă - în primul rând din punct de vedere psihic datorită caracterului de fixitate - au şi o serie de inconveniente ce decurg din următoarele:

- necesitatea exerezei de ţesuturi dentare, cu pericolul lezării imediate sau tardive a organului pulpar, atunci când nu se iau măsurile de protecţie în timpul preparaţiilor. Suprimarea ariilor de contact, modificarea formelor şi contururilor coronare şi cervicale, prejudiciază atât rapoartele dinţilor între ei, dar şi a acestora cu ţesuturile înconjurătoare, determinând adaptări ulterioare nefavorabile;

- solidarizarea a doi sau a mai multor dinţi prin proteze parţiale fixe determină o restrângere a mişcărilor funcţionale individuale ale fiecărui dinte m parte, atât în privinţa amplitudinii, cât şi a direcţiei - motiv pentru care pot apare cu timpul fenomene de tip degenerativ (lize osoase alveolare, radiculare etc.), ceea ce are repercusiuni asupra ansamblului restaurare/stâlp. Sunt situaţii când contenţia este salutară, aceasta constituind singura metodă de menţinere a dmţilor în boala parodontalâ.

- descimentările, datorate unor cauze multiple, duc adeseori la compromiterea RPF. Cu toate că situaţiile descrise anterior pot apare, un număr mare de proteze fixe îşi îndeplinesc m mod corespunzător funcţiile timp îndelungat, ceea ce ne obligă la cunoaşterea şi înlăturarea cauzelor aşa numitelor „eşecuri". în ultimă instanţă, nici o **PPF** şi nici dinţii antagonişti nu pot oferi garanţie pentru o viaţă. **De aceea şi termenul de proteze defînitive trebuie abandonat. Este mai potrivit termenul „de durată".** înlocuirea unei restaurări protetice după un număr de ani nu poate fi considerată eşec. Accidentele care se produc după fixarea de duratâ a protezei fixe, la nivelul câmpului protetic sau al restaurării protetice, pot fi preîntâmpinate m mare măsură încă din faza proiectării piesei protetice, prin evaluarea adecvată a terenului, prin pregătirile preprotetice nespecifice şi specifice facute corespunzător, printr-o realizare tehnică corectâ, prin mâsurile corespunzătoare luate la adaptarea şi fixarea protezei fixe şi prin instituirea şi păstrarea unei igiene riguroase.

Senzaţia de disconfort este un simptom care apare destul de frecvent după fixarea protezei fîxe. De obicei este determinată de prezenţa unor contacte premature sau interferenţe ocluzale, de inserţia într-o poziţie inadecvată a protezei, de un câmp masticator supradimensionat sau dimpotrivă micşorat, cu eficienţă masticatorie diminuată, de un exces de presiune asupra ţesuturilor de sprijin ale protezei, de arii de contact prea strânse cu dinţii învecinaţi, de ţesuturi gingivale insuficient protejate, de acumularea resturilor alimentare la nivelul piesei protetice etc.

Indepărtarea zonelor de contact prematur se face după toate regulile echilibrărilor ocluzale.

Mai greu de corectat este o suprafaţă masticatorie supradimensionată. Se recomandă să se încerce îngustarea vestibulo-orală a intermediarilor pe seama cuspizilor orali, să se accentueze ambrazurile, iar pentru ameliorarea confortului masticator să se accentueze şi să se lărgească şanţurile de descărcare a alimentelor, atât spre vestibular, cât şi oral.

Efectul de torsiune poate fi generat de contacte premature sau interferenţe ce acţionează m mişcările de lateralitate şi care se pot remedia prin şlefuiri efectuate la nivelul suprafeţei ocluzo-protetice.

Senzaţia de presiune poate apare datorită resturilor de ciment rămase sub intermediari, m şanţurile gingivale şi în ambrazuri din momentul fixării.

Zonele cervicale sensibile pot fi cauzate de coroanele provizorii cu margini prea lungi şi/sau purtate o perioadă prea lungă de timp. Retracţia gingivalâ poate apare la coroanele prea scurte sau prea lungi, defectuos adaptate cervical.

Sensibilitatea termicâ. Dacă după un timp de la fixarea protezei persistă sensibilitate la variaţii termice la nivelul unui dinte stâlp, aceasta poate fi determinatâ şi de o implicaţie pulpară,

un contact prematur sau o zonâ terminală preparată intempestiv neacoperitâ corect, expusă insultelor mecanice şi termice. Adeseori, cu toate că se respectă toate regulile de preparaţie şi de protezare provizorie, după fixarea de duratâ a restaurârh, o vreme dinţii stâlpi rămân sensibili la variaţii termice. De obicei în decurs de 10-15 zile această sensibilitate dispare. Sunt însă situaţii când ea se augumentează, apar fenomene de hiperemie şi chiar pulpite. In aceste cazuri devitalizarea dinţilor se impune prin trepanarea restaurării.

Mobilitatea protezelor parţiale fîxe. 0 proteză parţialâ fixă se poate mobiliza m urmâtoarele situaţii: deformarea elementelor de agregare, efectul mişcării de torsiune, contacte ocluzale disfuncţionale, cimentare incorectă, solubilizarea cimentului, procese carioase, mobilizarea unuia sau mai multor stâlpi prin decompensare parodontalâ, lipsa de retenţie a elementelor de agregare prin preparări greşite.

Retracţiile gingivale şi resorbţiile alveolare pot avea loc ca urmare a suprasolicitării dinţilor stâlpi datorită lungimii breşelor şi dimensiunii câmpului ocluzal, prin conformarea inadecvată a ambrazurilor, conturul necorespunzâtor al elementelor de agregare, prin număml prea mic al stâlpilor, la **PPF** cu elemente de agregare ce pătrund subgingival exagerat şi dincolo de spaţiul biologic.

Incidenţa cariei. Leziunile carioase pot să aparâ când marginile coroanelor sunt prea scurte sau coroanele sunt prea largi. Se mai pot produce datorită unei igiene defectuoase în cazul unei **PPF** fară ambrazuri corect conformate. In general, la pacienţi cario-receptivi nu se utilizează coroane parţiale.

Leziimi pulpare. Procesele carioase cu evoluţie lentă ce apar sub diferite restaurări pot provoca atrofii pulpare cu leziuni degenerative de toate tipurile. 0 inflamaţie pulpară latentă poate fi reactivatâ prin prepararea necorespunzâtoare a dinţilor stâlpi sau prin acţiunea factorilor iritanţi (lichidul cimentului fosfat de zinc) datorită malocluziilor care prin microtraumatismele pe care le generează pot avea efecte nocive asupra pulpei.

A Simptomatologia unei mflamaţii pulpare poate apare imediat după aplicarea **PPF,** ca o consecinţâ a unei preparări traumatizante sau tardiv datoritâ complicaţiilor cariilor care evoluează sub restaurări.

In cazul simptomatologiei pulpare semnalate sau a apariţiei mobilităţii patologice la nivelul dinţilor stâlpi se recurge la trepanarea restaurării şi a dintelui stâlp urmată de o terapie endodonticâ. Apariţia mobilităţii dentare presupune de obicei ablaţia protezei şi aplicarea unei terapii de reechilibrare parodontală, eliminarea cauzei ce determină mobilitatea şi chiar eventual consolidarea stâlpului prin metode de **RTG** sau transfixaţie.

In complicaţiile periapicale, consecutive necrozelor pulpare, tratamentul se efectuează prin trepanare, urmată sau nu de rezecţie apicală. In cazul unor dinţi pluriradiculari cu râdăcini curbe inaccesibile, sau când stâlpul este definitiv compromis printr-un abces parodontal, se recurge la extracţie, fireşte după ablaţia protezei.

Accidente ale intermediarilor. Scheletul metalic al intermediarilor se poate dezlipi de elementele de agregare (la nivelul conectorilor) sau fractura din următoarele cauze: lipirea deficitarâ a intermediarilor la elementele de agregare (aliajul de lipit are porozităţi, iar suprafaţa destinatâ lipirii are dimensiuni foarte reduse); tehnică incorectă de tumare şi de manipulare a aliajului; suprasolicitarea protezei parţiale fixe datorită unei breşe prea întinse. "

Accidente la nivelul placajelor. Placajele fracturate sau descimentate nu necesită mereu îndepărtarea protezei fixe. Faţetele de acrilat sau materiale compozite se pot desprinde în totalitate de pe scheletul metalic sau se pot fractura. Cauza acestor accidente este retenţia insuficientă oferită de scheletul metalic sau factorii ocluzali. Se poate interveni prin reoptimizarea faţetelor, când partial au râmas integre sau atunci când au dispârut în totalitate se pot confecţiona altele în laborator după o amprentă prealabilâ. în cazul unor proteze fixe

metalo-ceramice, deteriorarea placajului se poate repara cu o serie de chituri speciale, destinate acestui scop. Uneori însă refacerea în totalitate a restaurării nu poate fi ocolită.

Accidente ce interesează integritatea restaurărilor. De multe ori o restaurare se poate fractura (mai ales cele integral ceramice şi/sau polimerice) sau poate apare o perforație. Fracturarea presupune înlocuirea acesteia. Perforarea poate fi rezolvată de la caz la caz cu o incmstație sau printr-o „obturație" cu diferite materiale, dar de multe ori şi acest accident poate duce la înlocuirea restaurării.

18.3. Bibliografie

Anusavice K. J. -Phillips 'science ofdental materials, *Tenth edition, 1996.*

Black SM, Charlton G — Survival ofcrowns and bridges related to lnting cements, *Restor Dent, 1990.*

Brackett WW, Metz JE - Performance ofa glass ionomer luting cement over 5 years in a general practice, *JProsthetDent 67:59, 1992.*

-Bratu D., Leretter M., Romînu M., Negruțiu M., Fabricky M. - Coroana mixtâ, *ediția a 2-a, Ed. Helicon,Timişoara, 1998.*

Bratu D., Ciosescu D., Romînu M., Leretter M., Uram-Țuculescu S.- Materiale dentare în cabinetul destomatologie, Vol2, *Ed II, Editura Helicon, 1998.*

Christensen G. J. - Glass lonomer - Resin: A Maturing Concept. *JADA, vol. 124, pag.248-249, July 1993.*

Freiche R., Baldensperger R., Buquet J., Laurichesse J. M., Maestroni F. - Differents types de ciments de scellement, *Act.Odonto-Stomat., 1977*

. Johnston J. F., Phillips R. W., Dykema R. W. - Modern practice in cro-wn and bridge prosthodontics, *Philadelphia, London -Toronto, 1971.*

Jiide H. D., Kuhl W., Rossbach A. - Emfuhrung m die Zahnârztliche Prothetik, *Deutscher Ărzte-Verlag, 1979.*

Korber K. - Zahnârztliche Prothetik, *Band II, Stuttgart, 1975*

. McCabe J. F., Walls W. G. - ApliedDental Materials. *8 th ed,.Blackwell Science, London, UK., 1994.*

Mount G. J. -An Atlas of Glass-lonomer Cements, *Ed. Martin Dunitz Ltd. London, New York, ONE 1990.*

Nussbaum R. —Afecțiunile coronare ale dinților şi tratamentul protetic. Microproteze, *Timişoara, 1986.*

Patyk A., Scherer Ch. - Beitrag zum vibrationsunterstutzten zementieren.von Reconstruktionen^ *Z..W.* ***R.,*** *454-456, 1991.*

Philips RW - Skinner 's science ofdental materials, *ed 9, Philadelphia, WB Saunders, p. 491, 1991.*

Romînu M., Bratu D., Lakatos S., Floriță Z. -Polimerizarea în Stomatologie, *Ed. Brumar, Timişoara, 2000.*

Rosenstiel S. F., Land M. F., Fujimoto J. - Contemporary Fixed Prosthodontics, *Third Edition, 2001.*

Rosenstiel SF - Dental luting agents: a review ofthe curent literature, *J Prosthet Dent 80:280, 1998.*

Shillingburg H. T., Hobo S. - Fundamentals ofFixed Prosthodontics, *Third Edition, 1997.*

.Silvey RG, Myers GE — Clinical study ofdental cements. VI. A study ofzinc phosphate, EBA — reînforced zlnc oxide eugenol and polyacrylic acid cements as luting agents m fixed prostheses, *J Dent Res 56:1211977.*

Tjan AHL, Tao L - Seating and retention ofcomplete crowns with a new adhesive resin cement, *J Prosthet Dent67:478, 1992.* ., .

White SN, Yu Z - Physical properties offixedprosthodontic, resin composite luting ageats, *Int J Prosthodpnt6:384, 1993.*

Wilson A.D. - The chemistry of dental cements. *Chem. Soc Rev. 7., 625-631, 1978.* The introduction of the glass ionomer cements, wich •was based on Smith's (1986) research of polyacrilic acid systems.

19. ESTETICA ÎN PROTEZAREA FIXA

Cu toate progresele realizate în diverse domenii ale ştiinţei şi tehnicii, stomatologia îşi păstrează şi în prezent atributul de artă. Intervenind m sfera orală, cu multiple investiri psiho-afective, stomatologul trebuie să privească actul terapeutic şi din punct de vedere estetic. Adesea pacienţii sunt mai interesaţi de aspectul estetic al restaurării decât de cel funcţional. Impactul social al fizionomiei faciale, dorinţa de a apărea cât mai tineri şi plăcuţi, explică această schimbare de atitudine.

în contextul homeostaziei, crearea unei armonii faciale şi funcţionale cu ajutorul dinţilor frontali devine o cerinţă biologicâ şi comportamentală de o deosebită importanţă. Structurile anatomice, care în ansamblul lor formează faţa, se dezvoltă concomitent şi sunt interdependente m funcţionalitatea lor.

Oricât de perfectă ar fi o restaurare protetică din puncf de vedere funcţional, dacă nu ţinem seama de integrarea în fizionomia şi personalitatea pacientului, poate fi considerată un eşec. Capacitatea pacientului de a-şi menţine expresia facială normală este probabil cel mai important factor psihologic pentru acceptarea protezelor, fixe sau mobilizabile.

Refacerea esteticii este o componentă clinică a stomatologiei; variabile sunt doar tehnicile folosite. Cerinţele estetice ale pacienţilor noştri, dorinţa *âefrumos* sinonim cu *natural* sunt aspecte de care ne lovim zilnic m cabinetele noastre. Zilnic pacienţii sunt supraîncărcaţi cu informaţii din televiziune, reviste, filme, fiecare din ei dezvoltându-şi diferite standarde estetice. Conceptul de frumos este modelat constant.

Diferite studii (DeWitt, Lucker, Shaw) au demonstrat efectul salutar al atractivităţii m relaţiile intemmane. Atractivitatea generală este cel mai des corelată cu cea a fetei. Ochii şi dinţii constitue polii atractivi ai feţei m timpul comunicării (Savage şi Devin). .

în stomatologie, necesitatea unor măsuri terapeutice care să ţină seama şi de efectul estetic, se află într-o strânsă legătură cu simţul omului pentru frumos.

Cel de-al treilea dicţionar intemaţional Webster's. defineşte estetica *ăstfe[:„apreciefea* ***frumosului sau nâzuinţa spre frumos, dar şi sensibilitatea pentru frumuseţe , eleganţă şi cultură aleasă. „***

Fiecare om dispune de această sensibilitate. Manifestarea şi interpretarea acesteia îi conferă individualitatea . Ea este determinată de influenţe culturale şi de către personalitate. Ceea ce e considerat urât şi neprezentabil într-un anumit cerc cultural, este evaluat drept fmmos m altul. Simţul individual pentru fmmos hotărăşte felul în care un om doreşte să se prezinte în faţa semenilor săi. Estetica este deci extrem de subiectivă.

Tratamentele stomatologice influenţează imaginea pe care pacientul şi-o face despre înfaţişarea sa, despre felul m care arată sau ar dori să arate. După Fmsh, râsul poate fi atrăgător,

poate contribui la crearea primei impresii despre înfaţişare şi poate fi un factor care influenţează evident *eul* şi experienţa de viaţă.

în ultimele decenii, R.E. Goldstein, S.Hobo, G.Chiche, S. Perelmuter, M. Magne, precum şi mulţi alţi clinicieni au stabilit **reguli estetice în protezarea fixă,** facând astfel să progreseze atât teoria, cât şi practica restaurărilor estetice.

19.1. PERSPECTIVELE ISTORICE ALE ESTETICII

Tendinţa spre desăvârşire, înregistrată neîntrerupt m istoria umanităţii nu a ocolit nici stomatologia restauratoare şi esteticâ. Tratamente dentare „estetice" au fost realizate cu mai mult de un mileniu înaintea erei noastre. încă din epoca primitivă omul şi-a modificat dinţii dm motive estetice.

Etruscii au fost familiarizaţi cu utilizarea dinţilor umani sau a dinţilor proveniţi de la animale. La El Gizeh, m Egipt, s-au găsit doi dinţi solidarizaţi cu sârmă de aur. (vezi cap. 2.7)

în Talmud se permitea protezarea dentară, dar numai pentru femei. Există informaţii, datând de peste 4000 de ani cu privire la artajaponeză Ohaguro de colorare decorativă a dinţilor. Rezultatul acestui obicei era o colorare maronie, care după cum s-a constatat mai târziu avea şi un rol carioprofilactic.

La apogeul culturii maya, oamenii posedau un întreg sistem de colorare a dinţilor. Unii dintre aceştia erau şlefuiţi m diferite forme complicate, alţii erau incrustaţi cujad. Acest sistem a slujit exclusiv unor scopuri estetice şi nu restaurative, demonstrând că încâ din cele mai vechi timpuri aspiraţia spre frumuseţe este adânc înrădâcmată m om. Aceste prime încercări de tratamente dentare au avut drept scop primar omamentarea. Efectele secundare au fost rareori favorabile, m majoritatea cazurilor având repercusiuni negative (mortificări pulpare, necroze, parodontite apicale acute, etc).

In Grecia Antică, Polyclete a stabilit m statuia sa celebră primul canon ideal al fmmuseţii corpului uman: **capul reprezintă 1/8 din talia individului, iar faţa 1/10.** Capul se înscrie într-un pătrat perfect, care se împarte m patru părţi egale. Ulterior Lissipe a modifîcat puţin canonul lui Polyclete lansând forme şi feţe mai longiline.

Vitmve (arhitect roman) preluând raportul de armonie al **„numărului de aur"** din teoria lui Euclide, 1-a aplicat proporţhlor extremităţilor cefalice.

în 1509, Fra Luca Paciloli, la Veneţia publicâ un tratat de estetică **„De divina proportiona",** descoperind **„secţiunea de aur"** şi **„compasul de aur". „Numărul de aur"** se regăseşte aproape peste tot m natură. Scoici, cristale, ramurile plantelor, proporţiile unor animale se supun aproape m totalitate regulilor numărului de aur.

Un alt titan al esteticii a fost Albrecht Durer, care m tratatul proporţiilor (1528) „mişcând linii orizontale şi verticale, deformează faţa umană, investigând astfel lumea dizgraţiei şi a monstmozităţii".

Se pare că americanii au fost primii care au individualizat noţiunea de fmmuseţe, elaborând metode pentru determinarea profilului facial, unind feţe, planuri, linii şi unghiuri

trasate pe fotografii sau teleradiografii. **Astfel a apărut analiza estetică.**

în prezent, în stomatologie, estetica se întemeiază pe o bază mai înțeleaptă, pe îmbunătățirea stării de sănătate a dinților. Dar, aceleaşi motive care 1-au determinat pe omul primitiv să îşi decoreze dinții explică şi dorința omului din zilele noastre de a beneficia de un tratament stomatologic atrăgător din punct de vedere estetic. .ihîffîî?"

Primele studii aprofundate de estetică m stomatologie au fost cele legate de protezarea totalâ. în 1914 L.Williams într-un studiu antropometric, a stabilit regulile morfologice ale armoniei dentare.

Mai recent Devin şi Lombardi au dezvoltat un concept mai artistic m realizarea dinților , căutând să realizeze **„dinți artificiali pur şi simplu plăcuți la vedere".**

Deşi tratamentul estetic pare a fi de o mare importanță pentru siguranța de sine şi personalitatea pacientului, punctul central al tratamentului rămâne totuşi sănătatea orală. Un tratament condus după principii pur estetice are limite. Pacientul trebuie să fie avizat în acest sens. Acest lucru poate să îl facâ numai un stomatolog care stăpâneşte metodele terapeutice şi materialele în toată subtilitatea lor.

19.2. IMPLICATIILE SOCIALE ALE ESTETICII

Omul actual trăieşte într-o lurrie m care personalitatea şi exemplele alese de el îi determină criteriile de vestimentație, comportament şi activitate m timpul liber. Ele incită la imitare. Mulți oameni doresc modificarea aspectului lor pentru a se asemăna cu idolul ales. Societatea , cu criteriile sale, hotărăşte ceea ce trebuie să se considere ca fiind fmmos. Dorința de a arăta bine sau mai bine, a devenit o adevăratâ necesitate, impusă de raporturile sociale, economice şi sexuale.

Fața este partea corporală cea mai reprezentativâ, iar buzele, formațiuni proeminente. De aceea când sunt dezveliți dinții atrag atenția m mod irezistibil. Fizionomia feței recunoaşte **trei factori: facial, dento-facial şi dento-gingival.** Ultimii doi interesează stomatologul m mod deosebit. Fiecare stomatolog trebuie să cunoască importanța psihologică a gurii. El trebuie să stăpânească aspectele fundamentale ale tratamentului estetic, precum şi problemele pe care acestea le ridică sau le agravează la pacient. Orice stomatolog care operează modificări în aspectul feței, trebuie să cunoască atât consecințele psihologice, cât şi pe cele pur fizice. Trebuie gândite nu numai urmările tratamentului , dar şi motivele care determină pacientul să se supună unui tratament cu fundal estetic.

Aspectele psihologice ale reprezentării, imaginii pe care pacientul o are despre sine şi corpul său, joacă un rol hotărâtor m estetică, afirmă Bums. Importanța psihologică a tratamentului estetic, se bazează pe observația că sfera orală este locul primar de manifestare a multor conflicte emoționale. Ea este componenta prin care omul ia primul contact cu lumea înconjurătoare. Ea exprimă bucurie, mânie, plâcere şi necaz. Fiecare pacient este o individualitate şi necesită un tratament individual. Nu poate fi subliniată suficient necesitatea ca stomatologul să observe fiecare pacient, să-i analizeze critic

chiar şi reacţiile neverbale, pentru a putea câştiga încrederea lui. Astfel ***va întări componenta pozitivâ a poziţiei ambivalente*** pe care pacienţii o au faţă de un om de la care speră ajutor, dar care le poate provoca şi durere.

Un pacient care îşi ţine gura închisă în timpul râsului, ne dă fară cuvinte o informaţie deosebit de importantă. Buzele putemic întinse peste dinţi, obrajii căzuţi sau limba presată spre o diastemă, reprezintă semnalele inconştiente pe care le emite pacientul. Ele demonstrează direct sau indirect interesul pe care pacientul îl manifestă faţă de înfaţişarea sa.

Motivaţiile estetice pot constitui factorul major m solicitarea tratamentului stomatologic. Oamenii asociază frumuseţea cu succesul, cu fericirea, prietenia şi autoconsideraţia. Chiar şi multor practicieni aspectul estetic al stomatologiei le oferă satisfacţii deosebite, care sunt apreciate de către pacienţi. .

Progresele realizate m domeniul introducerii de noi materiale şi procedee terapeutice au crescut şansele de a asigura tratamente estetice. Lărgirea ariei operaţiunilor impune necesitatea ca pacientul să fie considerat o individualitate şi să se pună accent mai mare pe comunicarea
efectivă.

Personalitatea, motivaţhle, dorinţele, aşteptările, autoestimarea, capacitatea de a accepta modificarea şi dorinţa de a coopera sunt factori importanţi pentru finalizarea cu succes a tratamentului.

Alteori pot apărea şi probleme care nu îşi găsesc întotdeauna rezolvarea:

• doleanţele , aşteptările pacientului sunt nerealiste;

• pacientul nu este mulţumit cu rezultatele, care din punct de vedere tehnic şi estetic sunt corecte (fenomenul *nu sunt eu)*\

• pacientul se aşteaptă ca prin tratamentul stomatologic sâ se atenueze sau chiar să se rezolve problemele sale psihologice;

• pacientul poate fi mulţumit de rezultat, dar familia şi prietenii nu.

• pacientul nu doreşte sâ îşi îmbunătâţească estetica, dar stomatologul doreşte. Dacă pacientul vrea cu tot dinadinsul să rămână primitiv, simplu, neatractiv, este bine să îl lăsăm în pace, este un mecanism de apărare; pacientul s-a obişnuit cu el şi îl ajută. Aplicarea pe scară largă a principiilor psihologice şi sociologice pot îmbunătăţi practica restauratoare, care pune accent pe estetică.

19.3. DISPUNEREA DINŢILOR ÎN CADRUL ARCADELOR DENTARE NATURALE

Dispunerea dinţilor frontali şi laterali m arcadele naturale prezintă multiple variaţii. La unii indivizi se menţine armonia, la alţii constituie factori de perturbare. Elementele de perturbare se accentuează în cursul vorbirii şi râsului sub acţiunea muşchilor mimicii. Prin concentrarea observatorului asupra elementelor de perturbare, caracterizarea unei fizionomii,
iniţial este obiectivă, apoi devine din ce m ce mai subiectivâ.

în protezarea restauratorie, pericolul schematizării rezidă mai ales în faptul că se realizează arcade convenționale bazate pe percepții vizuale. Aşa s-au realizat aşa numiții dinți de *„actori de cinema"*. Aceştia se caracterizează prin forme echilibrate şi culori deschise. Astfel de dinți dau impresia de prestigiu, tinerețe şi prosperitate, dar nu au nimic comun cu dinții naturali.

în crearea armoniei de ansamblu intervin multiplii factori de integrare.

19.3.1. BUZELE ŞI VIZIBILITATEA DINȚILOR

în literatura de specialitate, **factorul dento-facial** este cunoscut şi sub numele de **factor LARS**: Lips length - înălțimea buzelor Age - vârstâ Rase-rasă Sex - sex

Buzele pacienților prezintă multiple variații. S-a descris chiar o „anatomie a zâmbetului", configurația individuală a buzelor având o deosebită valoare estetică. Descrierea conformației buzelor se face în plan vertical şi orizontal.

In plan *vertical* se poate face distincție între buze pline şi subțiri. Buza superioară poate fi lungă sau scurtă.

în plan *orizontal* se pot diferenția buze largi şi înguste.

Tabelul 19.1.

Modificări ale gradului de vizibilitate a dinților în funcție de vârstă (după Vig,1978)

Vârşta (în ani)	Gradul de vizibilitate al incisivilor maxilari (în mm)	Gradul de vizibilitate al incisivilor mandibulari(în mm)
Până la 29	3,37	0,51
30-39	1,58	0,80
40^9	0,95	1,96
50-59	0,46	2,44
60 +	-0,04	2,95

Buzele definesc spațiul care este separat prin aranjamentul dinților. Din această cauză buzele impun stomatologului o grijă estetică deosebită. Prin diminuarea sau accentuarea componentelor vizibile ale dinților se poate obține sau destrăma armonia cu celelalte componente ale regiunii orale.

Când gura este uşor deschisă, la unii oameni se văd doar dinții mandibulari. La alți indivizi există o combinare a vizibilitații dinților de pe ambele arcade. Diferențele pot fi legate de vârstă şi sex. Variațiile individuale sunt însă destul de mari. La bărbați se văd în medie 1,91 mm din marginile incisivilor superiori, la femei însa aproape dublu (3,4mm). La bărbați se văd însă mai mult din marginile incisivilor inferiori (l,23mm) decât la femei.

La persoanele care au buza superioarâ scurtă , vizibilitatea incisivilor maxilari este mai marcatâ decât la persoanele cu buza mai lungâ. Corelația este logicâ, totuşi o vizibilitate de 1-2mm este independentă de lungimea buzei.

Vizibilitatea dinților variază constant m cursul vorbirii şi surâsului datorită dinamicii buzelor. Râsul debutează cu un zâmbet. Colțul gurii se mişcă m afară în timp ce buzele rămân

apropiate. Persoanele cu buze superioare scurte îşi vizualizează dinţii doar parţial.

Lungimea buzei superiore (în mm)	Gradul de vizibilitate (medie) al incisivilor maxilari (în mm)	Gradul de vizibilitate(medie) al incisivilor mandibulari (în mm)
10-15	3,92	0,69
16-20	3,44	0,77
21-25	2,18	0,98
26-30	0,93	1,95
31-35	0,25	2,25

Zâmbetul se transformă m râs când buzele se deschid. Comisurile bucale se deschid uşor în sus şi astfel vizibilitatea dinţilor nu mai este împiedicată. Buzele primesc o nouă configuraţie, realizând un spaţiu de separare a dinţilor , aşa numitele **linii ale râsului.** într-o dentaţie cu aspect armonios, buza de jos urmează curba incizală a incisivilor superiori, atingând uşor cuspizii caninilor superiori

în cursul râsului, armonia facială poate fi perturbată pe multiple căi:

• linia asimetrică a râsului, datorită acoperirii inegale a dinţilor, ceea ce conferă un aspect neplâcut râsului sau surâsului;

• linia râsului este mai înaltă conferind o prea mare importanţă treimii gingivale a dinţilor.

• linia surâsului este foarte înaltă dezvelind gingia şi o parte a mucoasei fixe. Neregularităţi la acest nivel, în conturul gingival, devin foarte evidente. Nivelul de descoperire al gingiilor în dinamică este acceptat la o dimensiune de 3 mm. Linia estetică gingivală uneşte coletul incisivului central cu coletul caninului. Faţă de această linie, poziţia coletului incisivului lateral generează **patru clase GAL** (Gingival Aesthetic Line)

19.3.2. SPATIUL NEGATIV

Când surâsul se transformă m râs, gura se deschide şi se formează un spaţiu întunecaţ între dinţii maxilari şi mandibulari. Acest spaţiu a fost denumit ***„spaţiu negativ".*** El se observă de obicei şi m cursul conversaţiei (fig.19.1.). Dinţii maxilari , din cauza culorii deschise crează efect de siluetâ m raport cu spaţiul negativ închis, realizând un contrast mare. Deaceea, dispunerii acestui spaţiu trebuie să i se asigure aceeaşi importanţă ca şi dinţilor, deoarece efectul optic este tot atât de important ca şi al structurilor care îl limitează.

Ochiul este foarte sensibil la conturul formei obiectelor. Aşa se explică uşurinţa de identificare a siluetei feţelor, vapoarelor, **avioanelor.**

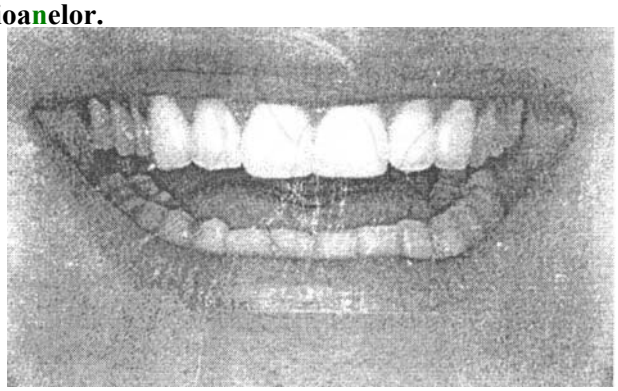


Fig. 19.1. Spaţiul negativ

Fiecare dinte are individualitatea sa proprie şi se caracterizează printr-un contur distinct al formei şi gabaritului său. Ambrazurile incizale scot m evidență caracteml particular al contumlui şi poziției dintelui, mai mult decât alte trăsături. Explicația constă m faptul că margmea incizală este scoasă în evidență de fondul închis al cavității bucale. Caninii ocupâ o poziție proeminentâ în cadrul arcadei, deoarece marchează trecerea dintre regiunea frontală şi cea laterală. Ei dau astfel formâ şi adâncime arcadei dentare.

19.3.3. PRINCIPIUL GRADATIEI

Privind arcada dentară din față, avem iluzia ca dinții prezintă mărimi descrescânde înspre zonele situate distal de linia mediană. Este vorba de ***principiul gradației*** care se bazează pe **paralaxă** (unghiul dintre dreptele care unesc un punct foarte depărtat cu extremitâțile unei baze de observare). Când privim două stmcturi la fel de largi, dar dispuse la distanțe diferite, stmcturile mai apropiate par să fie mai largi.

Dacă stmcturile sunt mai deschise, se observă o diminuare treptată a mărimii dinspre față spre profunzim^{0}. în plus, obrajii reduc iluminarea şi astfel efectul este amplificat printr-o scădere treptată a strălucirii. Astfel iluzia optică a micşorării este mai mare. . :; ;

Privind arcada dentară dintr-un unghi frontal, sunt vizibile numai versantele exteme ale cuspizilor mezio-vestibulari. Numai la nivelul primului premolar se observă versantul intern al cuspidului mezio-vestibular, datâ fiind poziția cuspidului caninului.

Distanța de vizibilitate m profunzime depinde de linia surâsului. De cele mai multe ori se limitează la primul molar.

Factori de perturbare a gradației

Armonia arcadelor dentare poate fi perturbată prin modificarea lungimii dinților laterali, devierea axei dentare sau modificarea liniei surâsului.

A)Lungimea dinților . Un premolar prea scurt prejudiciază principiul gradației. Traseul gingival este prea putemic, prea evident dacă premolarul este prea scurt. (fig.19.2.)

Malpozițiile sunt alte cauze ale perturbârii principiului gradației. Dacă un premolar este vestibularizat, perturbarea armoniei este evidentă (fig.19.3.)

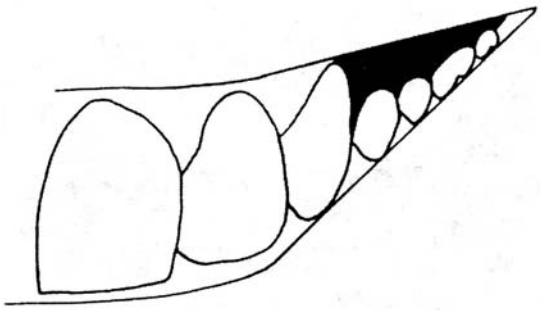


Fig.19.2. Perturbarea annoniei în gradație din **cauza** traseului marginii gingivale

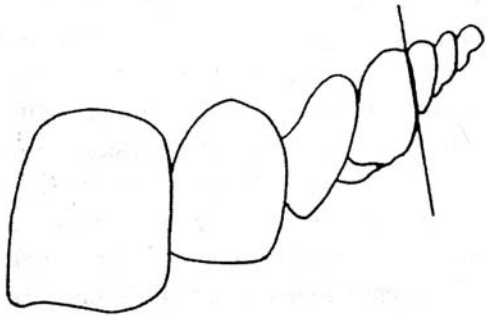


Fig.l9.3.Perturbareaprincip iului gradației prin malpoziții dentare

Dacâ întregul segment al arcadei dentare este palatinizat, dinţii parmai închişi'laculoare si de aceea mai mici. Iluzia optică este de unghiuri bucale negre.

B) Deplasarea liniei surâsului spre cervical amplifică ponderea componentei gingivale; Armonia nu este perturbată cât timp marginile gingivale ale dinţilor au aceeaşi înălţime. Dacă apare o treaptă gingivală între canin şi premolari, armonia este perturbată prin destrămarea principiului gradaţiei. Apare iluzia optică a unor raporturi lipsite de proporţionalitate (fig. 19.2.).

In general trebuie avut m vedere faptul câ în zona anterioarâ dinţii artificiali nu trebuie să „umple^spaţiul edentat, ci trebuie astfel conformaţi încât să se integreze m fizionomia pacientului. In această ordine de idei trebuie subliniatâ şi importanţa pe care o are armonizarea curbei incizale a dinţilor frontali superiori cu linia surâsului buzei inferioare.

In timpul zâmbetului buza de jos formează o curbă numită *linia surâsului.* în modelarea sau montarea dinţilor superiori această curbă trebuie folosită ca un ghid. Când linia formată de marginile incizale ale dinţilor frontali superiori urmează curba buzei inferioare m timpul surâsului, cele două curbe vor fi m armonie creând un aspect plăcut (fig.19.4).

Când marginile incizale ale dinţilor frontali superiori formează o linie care nu este în armonie, sau este chiar opusă conturului buzei inferioare, m timpul surâsului se creazâ un contrast între cele două linii. Contrastul creat, care este subliniat şi de spaţiul negativ, dă senzaţia de dezagreabil. Dizarmonia se datorează de cele mai multe ori modificării mărimii şi proporţiilor dinţilor frontali m cursul restaurărilor protetice.

Din punct de vedere estetic nu este nimic mai deprimant decât un zâmbet m care prin fanta labială se văd doar dinţii laterali. în loc de dinţi, în zona mediană apare doar un spaţiu întunecat, grotesc.

Modificările legate de vârstâ influenţezâ anatomia zâmbetului. Odată cu înaintarea m vârstă, buzele îşi pierd elasticitatea. La pacienţii mai m vârstă sunt mai puţin vizibili dinţii maxilari şi devin mai vizibili cei mandibulari.

19.3.4. PRINCIPIILE FORMEI

Percepţia

Percepţia vizualâ este răspunsul ochiului la experienţe trecute. Lumina, mişcarea, conturul, forma suprafeţei şi textura, culoarea, toate la un loc sunt părţi cu ajutorul cărora creieml asociază o experienţă trecută cu noi stimuli. Analizatoml vizual uman nu este suficient de sensibil să deceleze variaţiile cromatice minime de culoare ce se întâlnesc la dinţii naturali.

Percepţiile asupra culorii, mărimii, formei, vârstei şi sexului se bazează pe unele influenţe naturale care sunt indigene unui fundal cultural al individului. *Influenţele perceptuale* sunt de două tipuri: *cultumle* şi *artistice.*

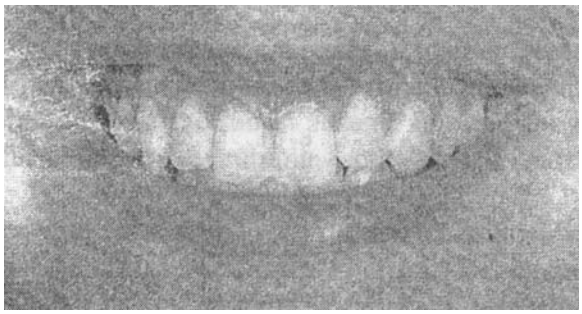


Fig. 19.4. Linia surâsului. Armonizarea marginilor incizale a dinţilor frontali superiori cu buza inferioarâ

Influente culturale

Influenţele culturale apar în mod firesc prin observarea mediului înconjurător. Observâm (şi credem) câ dinţii mai închişi la culoare , cu uzură accentuată, coloraţi, alungiţi, aparţin unei persoane mai în vârstă, deoarece ştim câ o dată cu înaintarea în vârstă dinţii se închid la culoare, se uzează şi se pigmentează în şanţuri şi în zona de colet. Observăm (şi credem) că formele rotunjite, cu contumri netede sunt feminine, în timp ce formele mai aspre, mai colţuroase sunt masculine.

Calităţile definite cultural ca fiind masculine pot îmbunâtâţi aspectul unei femei. De obicei însă nuanţele masculine arată cel mai bine la o femeie-foarte atractivă şi nu la una care are oricum şi alte trasâturi masculine.

Dinţii front.ali pătraţi, cu unghiuri exprimate, pot fi reuşiţi la o femeie „mai femimnă" şi nu la o femeie cu trăsături masculinizate. Ar accentua lipsa ei de feminitate. In cultura noastrâ contrastul evocâ o anumitâ alură plăcută. în absenţa contrastului, această alură dispare.

Influente artistice

Obiectele nu pot fi distinse fără lumină. Iluminate, obiectele fundamentale prezintă două dimensiuni: **înălţime** şi **lăţime.**

Lumina naturalâ este multidirecţională, relevând textură, creând umbre, ceea ce adaugă **profunzimea, ca a treia dimensiune a realului.**

A,

In perceperea formelor, influenţele artistice sunt inerente m subconştientul nostm. Cea mai importantă dintre acestea este percepţia că **lumina apropie şi întunericul îndepârtează.** Acesta este ***principiul iluminârii,*** care crează iluzia unei a treia dimensiuni (profunzimea), deşi pagina tipărita are doar două dimensiuni: lungime şi lăţime (fig. 19.5.). Prmcipiul se aplică în egalâ măsurâ la înbrăcăminte, machiaj sau dinţi. **Scopul machiajului este de a oferi contur feţei.** (fig.19. 6.). în arta ceramicii folosim şi noi machiajul

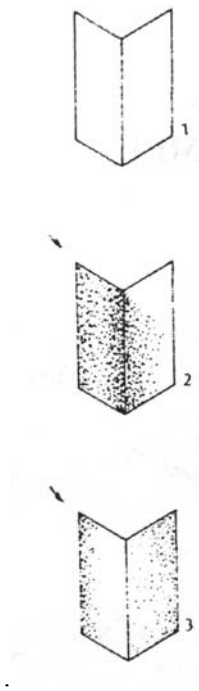
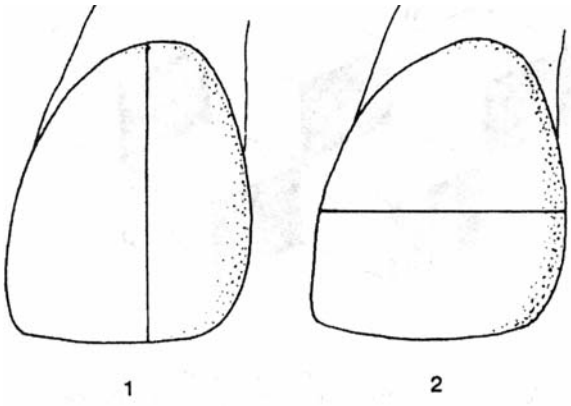


Fig. 19.5. Interpretarea plierii hârtiei (înâuntru sau înafarâ) este subliniată de umbre

Fig. 19.6.Principiul iluminârii. Lumina apropie şi întunericul îndepartează. Iluzia conturului este produsă de catre machiajul aplicat pe faţâ precum umbrele pe schiţâ

A doua influență artistică, care are o importanță mare în stomatologie este folosirea liniilor orizontale şi verticale. 0 linie orizontală va face un obiect sa pară mai lat în timp ce o linie verticalâ va face un obiect sa parâ mai înalt.



Fig, 19.7. Deşi ambii dinți au mârimi egale, liniile trasate sugerează că primul dinte este mai lung şi al doilea mai lat.

19.3.5. ILUZIA

Iluzia este arta schimbării percepției astfel încât un obiect sâ pară diferit decât este în realitate (fig. 19.8. şi 19.9.).

Crearea de iluzii este una din cele mai importante obiective ale stomatologiei estetice. Abilitatea de a face ca un dinte sâ arate mai lat sau mai îngust, mai mic sau mai înalt, este de un deosebit ajutor când trebuie rezolvate anumite probleme dificile estetice.

Efectele estetice ale restaurărilor sunt controlate de factori ca formă, mârime, aliniere, contururi, textura suprafeței şi culoarea dintelui original.

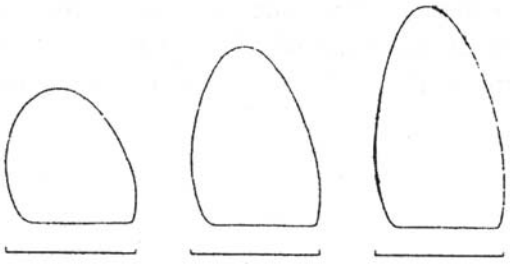


Fig. 19.8, Iluzia de diferențâ de lâțime dată de diferența de lungime

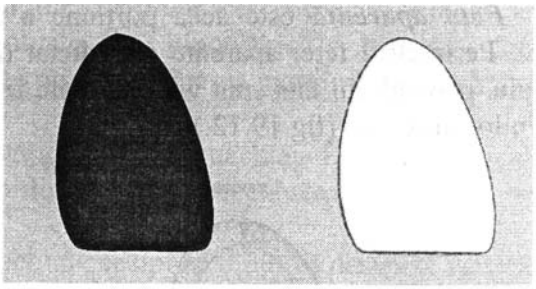


Fig. 19.9. Iluzia de dit'erență de mârime data de diferența de luminozitate

Înțelegerea principiilor de bazâ ale percepției trebuie să preceadă folosirea acestora pentru a controla iluzia. Multe din principiile de bază ale iluziei, cum ar fî forma , lumina, linia, pot fi aplicate m stomatologie. în prezența unei lumini excesive sau m absența luminii, formele nu pot fi distinse deoarece sunt necesare umbrele pentru a sublinia conturul sau curbura suprafeței şi profunzimea.

Lumina are capacitatea de a modifîca aspectul unei suprafețe prin relația ei cu forma. Această capacitate se bazează pe percepția observatorului, care este învățată. De exemplu învățăm câ lumina soarelui vine de sus; de aceea când privim o figură geometrică desenată, cu altă sursâ de lumină, se crează o iluzie. Exemplul clasic este reprezentat de trei cuburi care apar cinci când imaginea este răstumată (fig. 19.10.). Atare manipulare a luminii şi percepției este

folosită m stomatologia estetică pentru crearea dentației ideale: prin colorare pentru a simula umbra, creând umbre potrivite prin dispunerea dinților şi prin conturarea sau modificarea contumlui dintelui.

Folosirea principiilor percepției în controlul iluziei

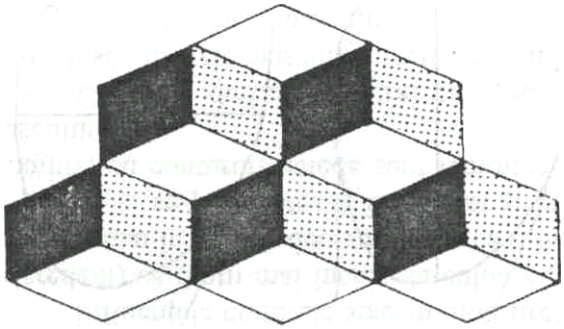


Fig. 19.10. Similar iluziilor create prin dispunerea cuburilor,percepția şi manipularea luminii este folositâîn stomatologia estetică prin colorarea, conformarea şi conturarea restaurărilor

A) Principiul iluminării Influența artistică de bază prezentată în principiul iluminării poate fi manipulată pentru a schimba mărimea şi forma dintelui prin iluzie. Această influență reprezintă cheia pentru *Legea* ***Feței.***

Leșea Fetei

Legea feței este cel mai important concept utilizat în conformarea restaurărilor protetice. Intelegerea lui şi interacțiunea cu conceptul de lumină şi întuneric îi va permite stomatologului să conformeze corect toate restaurările estetice.

Fața dintelui este acea zonă a suprafeței vestibulare a dinților frontali şi laterali, care este delimitată de muchiile (rotunjite) de tranzitie, aşa cum se văd ele dinspre fata vestibulară (fig. 19.11.).

Aceste **linii de tranziție** marchează trecerea de la suprafața vestibulară la suprafețele mezială cervicală distală şi incizală Suprafața dintelui se înclmă m direcție orală spre suprafețele proximale mezial şi distal şi spre suprafața de colet a rădăcinii , pomind de la aceste linii de tranziție. In porțiunea incizală delimitarea se face adesea de către marginea incizală sau vârful cuspidului. Umbrele de evidențiere ale suprafeței vestibulare ale dintelui încep la liniile de tranziție. *Aceste umbre demarchează limitele feței.*

Fața aparentâ este acea porțiune a unei suprafețe care este vizibilâ dintr-o singură privire. Perimetrul feței aparente este dictat de poziția observatorului m raport cu dintele. De exemplu, privind din față sunt vizibile toate fețele incisivilor şi deobicei doar jumătatea mezială a caninilor maxilari. (fig.19.12.).

Conform *legii feței* pentm ca dinți diferiți (dizarmonici) să pară asemănători, fețele aparente trebuie să fie egale. Zonele din afara lor pot fi diferite, deoarece vor fi în umbră fiind retrase m raport cu fața care va reflecta lumina şi va proemina.

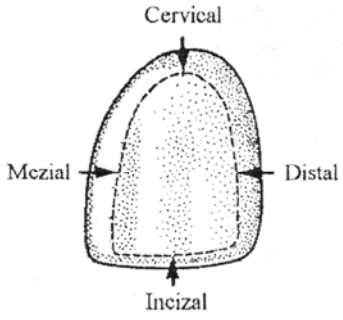


Fig. 19.11. Fața dintelui este delimitatâ de linii de tranziție spre mezial, distal,cervical şi incizal.

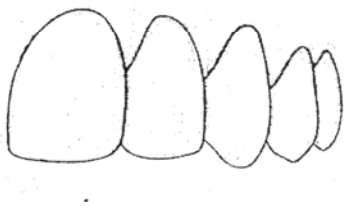


Fig. 19.12. Privind din față este vizibilâ doar jumâtatea mezialâ a caninului.

în restaurările protetice ceramice cu ajutorul pigmenților pot fi create numeroase iluzii pomind de la principiul estetic al iluminării. **De fiecare dată *se va manipula doar „fața aparentă" şi n u fața reala.***

B) Principiul liniei

Relatiile dintre linii joacă un rol important în crearea iluziilor. Linia verticală din Fig. 19.13. pare mai lungă decât linia orizontală, deşi sunt egale. Explicația rezidă în faptul că mişcările orizontale ale ochilor se execută cu mai multă uşurință ca cele verticale. Se pierde mai mult timp cu percepția vizuală a liniei verticale, iar creeml interpretează câ unui timp prelungit îi corespunde o linie mai lungă.

Fig. 19.14. ilustrează efectul convergenței sau divergenței liniilor. In dreapta atenția este îndreptată m afară, înăuntru si la stânga. Percepția este alterată, desi ambele linii au aceeasi lungime.

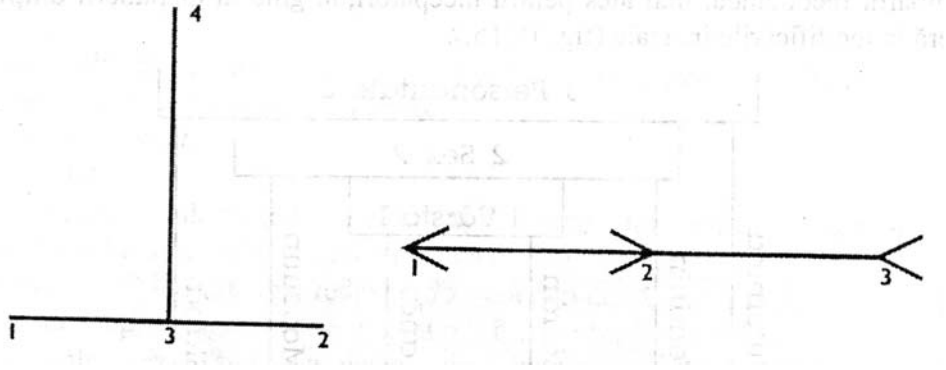


Fig.19.13. Principiul liniei: linia verticalâ pare inai lungă decât cea orizontală '

Fig.19.14. Deşi ambele linii au aceeaşi lungime, percepția este alteratâ datoritâ divergenței şi convergenjei liniilor

Liniile orizontale sub formâ de pigmentări cervicale, texturare, Imii albe hipoplazice sau margini incizale lungi şi drepte crează iluzii de lățime. Lărgirea feței are acelaşi efect. Liniile verticale sub forma unor şanțuri de creştere accentuate, linii hipoplazice şi texturare verticalâ accentuează înălțimea.Aceeaşi iluzie se poate obține prin modificarea marginilor şi ambrazurilor incizale.

Principiul liniei se aplică atât m vestimentație, cât şi în machiaj. Dungile verticale ale unei rochii crează senzația de zvelt. în schimb liniile orizontale accentuează lățimea şi trebuie evitate la persoanele supraponderale şi scunde.

Pentru a „alungi" şi „subția" nasul prin machiaj , se aplică o dungă deschisâ verticală pe fața dorsală a nasului, şi apoi pe fețele laterale altele mai închise , pentru ca aceste zone să se estompeze.

C) Conformarea si conturarea

Cea mai frecventâ iluzie este crearea" diferitetor contumri. Ochiul este sensibil îa contumrile formei care se proiectează pe fundalul spațiului întunecat al cavității bucale. 0 uşoarâ. modificare a unei margini incizale poate crea iluzii dorite.

Principiile de bază ale iluziilor care se referă la formă şi contururi sunt:

1. Liniile verticale accentuează înălțimea şi diminuează lățimea.
2. Liniile orizontale accentuează lățimea şi diminuează înălțimea.
3. Umbrele adaugă profunzime.
4. Unghiurile influențează perceperea liniilor care se interesectează.

5. Liniile şi suprafeţele curbe sunt mai plăcute, ele sunt percepute ca fiind mai feminine decât unghiurile ascuţite.

6. Relaţiile dintre obiective ajută la determinarea aspectului.

Restaurările provizorii pot să ofere ocazie şi substrat pentru prefigurarea iluziilor ce vor fi încorporate în restaurarea finală. Astfel **RPP** acţionează ca o machetă de lucru pentm crearea iluziilor estetice. La nevoie se va completa prepararea dinţilor, conturarea gingiei, etc.

. Deşi ochiul este mai sensibil la forma contumrilor decât la forma suprafeţei, aceasta din urmă intervine m reflectarea luminii.

Aranjarea dinţilor

A doua dintre tehnicile cele mai frecvent folosite pentru a creea iluzii se referă la dispunerea dinţilor. Modificarea înclinării axiale a suprafeţelor vestibular/oral şi mezial/distal pot schimba hotărâtor aspectul. Modelarea m planuri diferite, suprapuneri, etc.

Lombardi recomandă, mai ales pentru începători,un ghid al dispunerii dinţilor m arcadă care se referă la modificările incizale (fig. 19.15.).

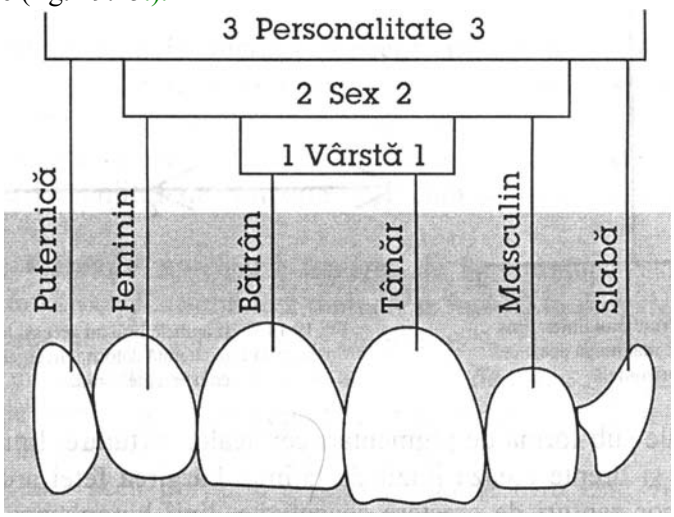


Fig. 19.15. Ghidul lui Lombardi pentru aranjarea dinţilor. Rolul marginii incizale în sugerarea caracteristicilor legate de personalitate, sex şi vârstă

Ghidul Unu se referă la incisivul central, care exprimâ vârsta; Doi la incisivul lateral care exprimâ caracteristicele sexului; Trei se referă la canin, care denotă vigoarea. Acest ghid sugerează cum să se folosească spaţiul „negativ" sau închis din dosul dinţilor. Modificarea marginilor incizale, care sunt apoi „proiectate" pe fundalul spaţiului negativ intraoral ajută la creerea unei variaţh aproape nelimitate de iluzii.

Restaurârile provizorii sunt primele care oferă pacientului astfel de iluzii. Pacientului i se acordă timp suficient să se obişnuiască cu noua protezare şi să poată exprima observaţiile. In caz contrar poate reacţiona nefavorabil când restaurarea este fmalizată. Cele spuse sunt deosebit de importante când din lipsâ de spaţiu se recurge la artificii m dispunerea dinţilor. Şi pentru medic 'este dificil ca la prima vedere sâ se poată decide care aranjament este mai favorabil pentru fizionomia pacientului.

Deşi nu existâ cercetări convingâtoare care să coreleze tipul facial cu tipul de dinţi există totuşi unele principii care pot să ajute m alegere. Acestea se referă la înţelegerea personalităţii pacientului, vârsta şi dorinţele estetice. Doar prin tatonări şi erori se poate obţine delicatul echilibm care crează armonie. Toate acestea necesită timp şi disponibilitate din partea medicului

care tatonează şi retatonează în faza de restaurare interimară, temporară. Este o greşeală sâ se aştepte faza de adaptare a protezei finale.

D) Colorarea

în trecut n-a existat material dentar care să aibe proprietatea smalţului de a absorbi sau reflecta lumina, în toate condiţiile. '

Dezvoltarea unei noi generaţii de materiale ceramice permite mimarea dinţilor naturali. Colorarea reprezintâ oportunitatea finală pentru îmbunătăţirea sau corectarea aspectului. Combinarea dintre conturare şi colorare perfectează iluziile.

Pentru crearea şi îmbunătăţirea iluziilor există două aspecte fundamentale ale culorii. Primul, prin creşterea valorii culorii (crescând nuanţa albicioasă) zona pe care se aplică pare mai apropiată. Al doilea, diminuând valoarea culorii (crescând gri-ul, cenuşiul), zona pe care se aplicâ pare mai puţin proeminentâ, mai depârtată.

E) Vârsta

Influenţa culturală a vârstei este o problemă sensibilă pentm pacienţii care doresc un tratament estetic şi trebuie luată m considerare. *Dinţii vârstnici sunt:*

- mai netezi;
- amai închişi la culoare (adică nu sunt aşa de strălucitori, valoarea este mai scăzută);
- cu un grad mai mare de saturare (croma este mai mare);
- cu marginea incizală mai redusa (în zâmbet gradul de vizibilitate e mai redus);
- mai lungi spre gingival (deşi incizal pot fi mai scurţi);
- marginile incizale sunt mai uzate şi uniforme, ambrazurile incizale mici;
- ambrazurile gingivale mai largi, deschise;
- mai caracterizaţi.

Dinţii tineri

- sunt mai texturaţi; i-a sunt mai deschişi (adică strălucitori, valoarea este mai mare);
- au un grad mai redus de saturare (croma este mai mică);
- au marginea gingivală la joncţiunea smalţ-cement;
- au margini incizale, ceea ce face ca lateralii să pară mai scurţi decât incisivii şi caninii;
- au ambrazuri incizale semnificative;
- au ambrazuri gingivale mici;
- au caracterizări puţine, adesea cu linii sau pete hipoplazice albe.

Din punct de vedere clinic ultima raţiune estetică este de a face ca protezele artificiale sa pară cât mai naturale.

Dinţii naturali fmmoşi sau substituenţii artificiali trebuie să fie în armonie cu personalitatea, vârsta şi sexul pacientului.

F) Sexul

Lombardi (8) a formulat o teorie cu privire la estetica dinţilor frontali. El a propus ca vârsta, sexul şi personalitatea unei persoane să fie reflectată în aspectul dinţilor. In realitate conceptul dimorfismului sexual este greu de dovedit sau de negat. Ca o altemativă, acest concept ar trebui luat în considerare prin prisma influenţei culturale.

Feminin

Dinţii feminini sunt mai rotunjiţi atât la nivelul marginilor incizale cât şi la limita de tranziţie. Ca urmare, ambrazurile incizale sunt mai pronunţate. Marginile incizale sunt mai translucide şi se pot crea striaţii hipoplazice albe pentru a oferi iluzia de delicateţe.

Transluciditatea la marginile incizale apare ca o linie gri în optimea incizală a suprafeţei vestibulare, fiind paralelă cu marginea incizalâ unde se poate crea un contur hipoplazic alb.

Masculin

Dinţii bărbaţilor au unghiuri mai exprimate. La vârstnici croma este mai intensă şi culoarea coroanei se extinde şi la marginile incizale. Ambrazurile incizale sunt mai pătrate şi nu atât de pronunţate ca la dinţii feminini. Caracterizarea este adesea mai putemică, mai accentuată, incorporând fisuri închise.

Influenţele culturale şi artistice sunt în centrul înţelegerii esteticii dentare. Ele trebuie să fie înţelese îndeaproape astfel ca stomatologul, ca artist, să poată folosi influenţele pentru a crea iluzii care să satisfacă cerinţele estetice ale pacientului. Numai atunci poate stomatologLil, priceput din punct de vedere tehnic, să se ridice la nivelul unui artist, asigurând un nivel crescut al asistenţei de specialitate.

Integrarea dinţilor şi armonizarea lor cu trâsăturile feţei şi personalitatea individului este mai mult o artă decât o ştiinţă. Puţinele reguli formulate nu pot fi aplicate nediferenţiat la toate cazurile.

19.4. ZÂMBETUL ŞI ESTETICA FACIALĂ

Estetica nu se referă doar la culoarea şi forma dinţilor, la mediul gingival. Estetica analizează şi raporturile dintre cavitatea bucală, expresiile surâsului şi ale feţei.

Râsul şi zâmbetul sunt proprii omului. în cadrul esteticii faciale ocupă un loc central pentru definirea individului ca fiinţă socială. Un surâs plăcut este expresia bucuriei. Alte surâsuri pot fi jenante , antrenante, vesele sau biruitoare, arogante sau pline de ură. Surâsul este un gest uman unic, care se deosebeşte de grimasa primatelor. Oamenii sunt interesaţi de zâmbetul lor ce exprimă bucurie şi de efectul lui asupra altor persoane.

Zâmbetul, când este plăcut şi atractiv, îmbogăţeşte nu numai individul care zâmbeşte, dar şi pe cei care privesc.

in mod normal, surâsul trebuie să fie agreabil , încadrându-se într-o armonie dintre rapoartele buzelor cu faţa şi a buzelor cu dmţii. Surâsul depăşeşte cadml labial, nu interesează doar gura, ci întreaga faţă, de la râdăcina părului până la extremitatea iîiferioarâ a mentonului, care reprezintă suprafaţa de expresie.

- **„Surâsul dento-labial" este un concert** şi dacă unul din executanţi se înscrie într-o disonanţâ , avem datoria să intervenim pentru a restabili armonia, deoarece elementele surâsului dento-labial nu pot compune un surâs frumos, decât într-un perfect acord şi, doar atunci se poate institui cea mai prestigioasă fericire a feţei umane: *„miracoluî surâsului"* (Abucaya).

Responsabilitatea stomatologului pentru a păstra, crea sau asigura un zâmbet plăcut, fără

a afecta funcţiile, are o deosebită importanţă pentru pacient. Cheia succesului terapeutic este asigurarea unei armonii între componentele regiunii bucale, faciale şi ale cavităţii orale.

Unitatea şi varietatea

Unitatea

Artiştii sunt preocupaţi ca a lor creaţie să aibe o singură temă sau subiect care sâ acţioneze ca o forţă unificatoare. în prezenţa ei detaliile adiţionale servesc la îmbogăţirea rezultatului. Un subiect fmmos este acela m care cele multe, deşi se percep ca fiind multe, devin unul. Cu alte cuvinte, deşi sunt prezente mai multe obiecte (dinţii), ele crează o singură temâ^ (zâmbetul).

Din fericire stomatologul nu are probleme cu unitatea. Buzele şi ţesuturile moi care mărginesc un zâmbet au mişcări distincte şi diferenţe în culoare şi textură. Astfel zâmbetul ca entitate este unificat. Problema dentară a unităţii apare când restaurările artificiale sunt atât de diferite de dinţii adiacenţi, încât ele apar separat cu o consecutivâ pierdere a unităţii zâmbetului. Restaurarea proteticâ trebuie să nu se observe şi totuşi să fie complementară dinţilor restanţi în aşa fel încât unitatea să fie rezultatul obţinut.

Varietatea

Deşi trebuie să fie unitate, dinţii trebuie să aibe suficientă individualitate pentru a putea apărea ca entităţi distincte. **Fiecare dinte trebuie să aibe suficientă variaţie, să apară natural şi să se evite artificialul asociat cu un şir de dinţi identici.**

Varietatea intervine pe două căi. Suntem obişnuiţi sâ ne aşteptâm la variaţii anatomice în dentaţie: incisivii centrali sunt mai laţi decât cei laterali; dinţii maxilari sunt mai proeminenţi ca cei mandibulari. în plus ne aşteptăm şi la un anumit grad de neregularităţi legate de formarea dinţilor. Dinţii inferiori pot fi uşor suprapuşi sau rotaţi, unii pot fi mai proeminenţi ca alţii, în funcţie de profilul facial.

In general figurile geometrice, liniile sau cercurile, se întâlnesc mai rar m natură fără variaţii. Liniile curbe care îşi schimbâ constant raza produc un efect natural.

Zâmbetul

Zâmbetul adevârat este un gest complex. Privit din faţă, zâmbetul debutează cu extinderea laterală a comisurii buzelor. Buzele pot să râmână m contact, cu excepţia persoanelor care au buza superioară scurtă.

Pe măsură ce zâmbetul se prelungeşte şi se transformă în râs, buzele se separâ, iar comisurile se încurbează în sus, dinţii devenind vizibili. La unele persoane sunt vizibili dinţii maxilari, la alţii doar cei mandibulari. Pot să devinâ însă vizibili atât dinţii maxilari cât şi cei mandibulari.

Odată cu îndepărtarea comisurilor şi separarea buzelor pot fi vizibile jumătatea mezială a primului molar maxilar şi premolarul secund mandibular. La cei mai mulţi oameni, ţesuturile gingivale nu devin vizibile. Dar, la cei cu buza superioară scurtă, gingia devine vizibilă m cursul surâsului . Vizibilitatea gingiei apare şi în caz de buze hipermobile şi procese alveolare masive, în special în cazul unui zâmbet mai larg. Pe măsură ce zâmbetul se transformâ în râs, maxilarele se depărtează între ele şi apare un spaţiu întunecat între cele două arcade, ***spaţiul negativ.*** Silueta dinţilor apare pe fondul spaţiului negativ, închis.

Dinţii individuali,mtr-o arcadă integră nu apar prea evidenţi. în schimb, spaţiile edentate şi diastemele sar în ochi, deoarece întremp spaţiul închis care de obicei este armonios. Silueta armonioasâ a dinţilor poate fi modificată de vizibilitatea coroanelor artificiale metalice, proteze

fixe, dinți absenți sau nealiniați. Aberațiile în configurația spațiului negativ produc un impact vizual de surpriză.

Ochiul tinde să se focalizeze pe un obiect şi strămută alte informații vizuale la periferie sau pe fundal. Relația dintre figură şi fundal este importantă în stomatologia estetică, deoarece practicianul nu doreşte ca proteza lui să devină atât de evidentă încât figura, restul zâmbetului şi țesuturile moi să devină fundalul. Ideal, este ca întregul zâmbet sâ fie subiectul atenției, astfel încât proteza sănu fie remarcată. Marginile coroanelor nu trebuie să se observe şi nu vor intra niciodată în competiție cu dinții, ca subiect de percepție.

Etajul inferior al feței este un domeniu ce aparține stomatologului. Una sau alta din componente poate sâ nu fie atractivă. Dar de maniera în care buzele, dinții şi spațiul întunecat concură între ele la realizarea armoniei, depinde gradul de atractivitate al zonei orale.

Un dinte luat individual, poate fi rotit sau să fie mai scurt decât omologul de pe hemiarcada opusâ. Discrepanțele minore oferă personalitate zâmbetului. Se suprimă astfel artificialitatea şi monotonia perfecțiunii. Totuşi, întreruperile majore ale spațiului întunecat , au efect negativ asupra zâmbetului la adult. La majoritatea pacienților zâmbetul natural trebuie păstrat, fiind rezultatul unei deveniri personale.

De obicei, stomatologul trebuie să corecteze o componentă dizgrațioasă, dar pacientul şi medicul trebuie să ajungă la un acord în ceea ce priveşte înbunătățirea ce urmează a fi efectuată. Fără un compromis între cele două părți, restaurarea finală nu este de obicei agreată.

Mârimea şi proporția dinților

Dinții care devin vizibili m cursul zâmbetului constituie o componentă vitală a anatomiei surâsului. Dinții artificiali trebuie să se contopească cu elementele unui zâmbet.

Stomatologul va avea în vedere vârsta pacientului, mişcarea buzelor, anatomia dinților şi spațiul întunecat.

Proporția este o componentâ esențialâ a fmmosului. Aceasta se aplică la perceperea unui zâmbet. Dinții trebuie să apară în proportie corespunzătoare unul față de celălalt. în cele mai multe surâsuri incisivii centrali maxilari sunt cei mai evidenți şi mai dominanți. Ei oferă punctul central al compoziției datorită localizării şi proeminârii m raport cu ceilalți dinți. Vizibilitatea relativă a restului arcadei variază m funcție de mărimea fiecărui dinte şi poziția față de linia mediană. De exemplu, într-un zâmbet sunt mai vizibili mulți dinți maxilari decât mandibulari; cu cât sunt situați mai la distanță,de linia mediană sunt mai puțin vizibili.

Dinții pot fi mai mult sau mai puțin proeminenți. Depinde de convexitatea suprafeței lor vestibulare şi de lumina pe care o reflectă. Contumrile vestibulare rotunjite asociate unei arcade curbe sau convergente (triunghiulare), tind să împrăştie lumina reflectată de către zâmbet. Invers, dacă dinții sunt confecționați cu suprafețe vestibulare plane, creste marginale distale proeminente şi o arcadă de formă turtită, aspectul final va fi un zâmbet frapant.

Silueta incizală

Curbura incizală a dinților frontali superiori este convexă, iar cea mandibulară este concavâ. In caz de inversare a curbelor incizale, impresia este dezagreabilă.

Analiza râsului

Analiza râsului permite stomatologului să evite greşeala frecventă de a considera că pacientul nu este preocupat de râsul său şi că va fi de acord cu orice tratament propus. Experiența a demonstrat câ m final pacientul este nemulțumit dacă medicul s-a bazat prea mult pe cuvintele şi concepțiile lui. Sunt des întâlnite fraze asemănătoare **cu:„..dacă este bună şi rezistentă, aspectul îmi este indiferent...**", sau „ **dumneavostrâ sunteți medicul, ştiți mai bine.**

De regulă nu este bine să ne bazăm pe memoria pacientului. El uită foarte repede cum arătau arcadele sale dentare înainte de tratament şi se va concentra foarte uşor asupra unui punct, pe care îl consideră incomplet sau nereuşit.

Surâsul se exprimă printr-o acţiune musculară concentrată în jurul buzelor m treimea inferioară a feţei şi o strălucire a ochilor. Surâsul plăcut este una din formele noastre speciale de comunicare neverbală, el exprimă bucuria. Mulţi cercetători au încercat să descopere secretul surâsului. Fmsh şi Fisher şi-au îndreptat atenţia spre „linia surâsului".

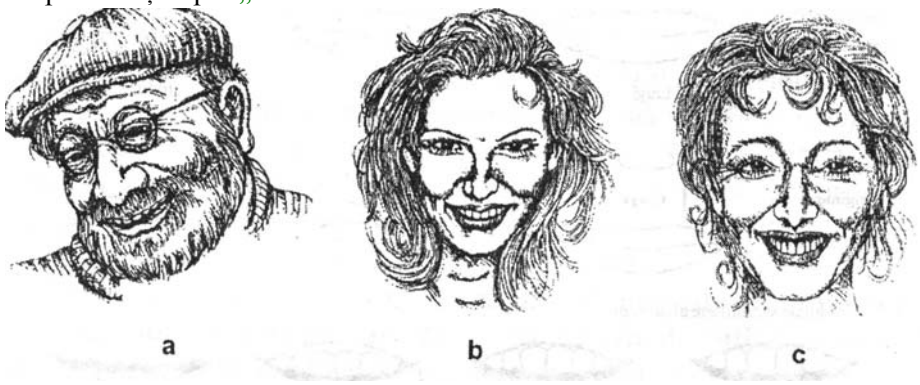


Fig. 19.16. Linia surâsului: a coborâtâ, b medie, c înaltâ

Pentru a obţine rezultate estetice maxime cu ajutorul restaurărilor protetice se **impune** conceperea unui plan de tratament, m care evaluarea zâmbetului are un rol deosebit.

Prin evaluarea atentă a structurilor faciale şi a zâmbetului se va aprecia poziţia liniei surâsului: **înaltă, medie, coborâtă.** Pe baza rezultatului obţinut se apreciază dacă interfaţa dintre restaurare şi gingie este corespunzătoare şi este m armonie cu restul arcadelor dentare. Linia înaltă a buzei reprezintă cea mai mare provocare m orice fel de restaurare protetică. In cursul zâmbetului pacientul descoperă întreaga restaurare, gingiile şi ţesuturile moi subiacente liniei
surâsului (mucoasa fixă).

Linia medie a buzei m cursul surâsului permite vizualizarea dinţilor în plenitudinea lor, a papilelor interdentare şi o mică portiune din marginile gingiei libere. Este scenariul estetic ideal. Linia buzei coborâte ascunde interfaţa dintre gingie şi restaurare. Poate compensa astfel unele discrepanţe ale ţesuturilor moi sau din zona marginală.

Se pot formula şi criterii estetice ale zâmbetului, care să fie apoi înregistrate pe o fişă (fîg. 19.17.).

1. Poziţia buzei superioare.
2. Curbura buzei superioare.
3. Paralelismul curbei incizale maxilare cu buza inferioarâ.
4. Relaţia dintre frontalii maxilari cu buza inferioară.
5. Numărul dinţilor care sunt vizibili în timpul surâsului.

Examinarea din profil se face tot m faza de elaborare a planului de tratament. Pacientul rm trebuie să fie conştient, deoarece zâmbetul forţat nu este un zâmbet natural. Importanţa înregistrărilor are o valoare deosebită m crearea unui zâmbet atractiv.

Fotografiile din faţă şi profil sunt şi ele de un real folos. Cu rezerva că sunt lipsite de dmamism şi nu reflectă relaţiile m continuă schimbare dintre buze, dinţi şi spaţiul întunecat.

Este o greşeală să se ia în considerare în mod critic, toate imperfecţiunile minore, şi mai **ales** să se atragă atenţia pacientului asupra lor.

. Pacientul poate să nu dea atenţie unei zone hipocalcifîcate, unei asimetrii sau unei mici diasteme. In schimb, discrepanţele menţionate de către pacient, oricât de mici ar fî , trebuie să

stea în atenţia medicului. Eludarea lor nu este recomandabilă, de vreme ce pacientul se concentrează asupra lor.

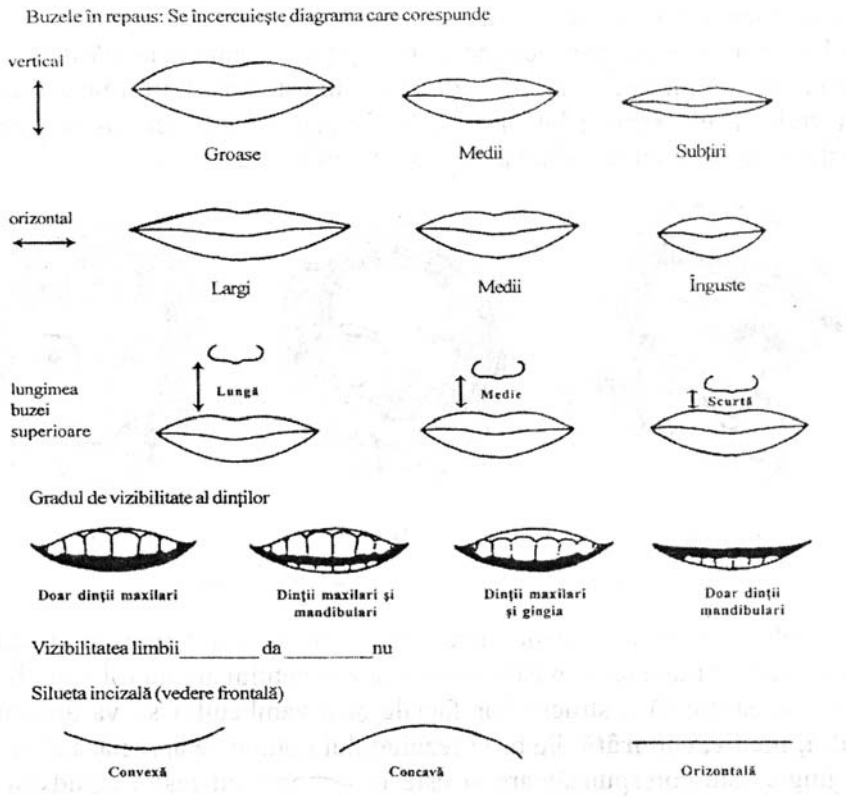


Fig.19.17. Fişa anatomică a zâmbetului

La fiecare pacient nou, examenul clinic amănunţit este indispensabil. La fel de necesara este aprecierea clinică a fiecămi pacient după criterii estetice.

Schema pentru analiza râsului

1. La un râs uşor, cu buzele întredeschise, sunt vizibile vârfurile frontalilor?
2. Incisivii centrali maxilari sunt ceva mai lungi decât dinţii vecini?
3. Sunt ei prea lungi?
4. Cei şase frontali maxilari au aceeaşi lungime?
5. Au toţi frontalii contact între ei?
6. Sunt frontalii drepţi şi aliniaţi pe aceeaşi linie?
7. Au toţi dinţii aceeaşi culoare?
8. Sunt dmtii mai colorati (alb sau maro)?
9. Sunt estetice obturaţiile de pe dinţii frontali, astfel încât să riu frapeze?
10. Este un frontal mai închis la culoare decât altul ?
11. Sunt cei şase frontali mandibulari drepţi?
12. Arată toţi dinţii la fel?
13. La un râs larg devin vizibili şi dinţii laterali?
14. Există eroziuni la nivelul coletelor dinţilor?
15. La un râs larg, buza se retrage atât de mult de pe coletul dinţilor încât să se vadă gingia?
16. Gingia are un aspect normal sau nu?

Analiza râsului dă mformații, care sunt indispensabile pentru cunoașterea și înțelegerea comportamentului pacientului, care nu trebuie omis niciodată. Pacienții pot întreba lucrurile cele mai imposibile sau să facă observații care relevâ dorințe și reprezentări profunde. ***Stomatologul nu trebuie sâfie atent la ceea ce spune pacientul, ci la ceea ce exprimâ acesta.***

Practicianul se va concentra asupra viitorului restaurării; ce soluție mai bună poate el să obțină la cazul respectiv. Stomatologul trebuie să se obișnuiască cu realitatea că foarte mulți pacienți nu au nici o imagine despre stomatologia estetică, și lui îi revine sarcina de a clarifica toate întrebările și îndoielile pacienților. Medicul stomatolog nu are voie să impună pacientului propriile sale reprezentări estetice. Cunoștințele și experiența sa îi permit să judece ceea ce este posibil și realizabil, dar nu îi dau voie să se considerejudecătorul aspectelor estetice.

De un ajutor deosebit sunt ***tehnicile moderne de modelare prin computer.*** Ele permit vizualizarea unor modificări ale situațiilor existente : față, profil, aspect intraoral și anticiparea tratamentului tesuturilor moi și dure. Se pot anticipa forma arcadei, înălțimea feței, relațiile dintre maxilare, forma dinților, poziția buzelor, contururile feței, pozițiile statice și dinamice înregistrate m timpul masticației, deglutiției, vorbirii și respirației.

Pacientul trebuie să se obișnuiască cu gândul că procedurile stomatologiei estetice durează uneori mai mult timp și că, spre deosebire de cele de rutină, nu dau întotdeauna un rezultat imediat. El trebuie informat asupra acestor deosebiri, legate de necesarul mai mare de timp pentru verifîcări repetate, pentru modelarea și colararea porțelanului, sau diversele pigmentări și caracterizări. Dar totodată trebuie să fie convins că rezultatul estetic merită consum mai mare de timp. nnfr ^tr

Pacientului trebuie să i se prezinte și limitele tratamentului estetic. Acest tratament poate realiza multe, dar nu totul. Dacă sunt necesare compromisuri, ele trebuie explicate pacientului. Tratamentul estetic presupune o comunicare personala între stomatolog și pacient, care durează de-a lungul întregului tratament.

Prin comunicare, înțelegere și răbdare reciprocă, stomatologul va reuși să transforme un surâs nesigur într-un râs deschis.

19.5. PROPORȚIA DE AUR (DIVINĂ)

Pentm a întelege dimensiunile esteticii m practica stomatologică m general și arestaurărilor protetice m special, fața și cavitatea bucală trebuie integrate m cadml atotcuprinzător al ***proporției de aur.*** Această modalitate de abordare poate fi considerată o necesitate. Puține dintre studiile care s-au referit la aspectul facial au investigat m manieră științifică acele dimensiuni ale feței și ale dinților care pot conferi unei fețe un aspect plâcut sau neplăcut. Ca revers al medaliei, atractivitatea facială are un impact important în viața individului, fapt recunoscut de membrii diverselor profesiuni din ce m ce mai mult.

Proporția de aur este o entitate pe care mintea o înregistrează la nivel subconștient și care asigură fmmusețe, confort și plăcere simțurilor.

Relația matematică este de **1,0** la **1, 618** și se numește **secțiunea de aur.**

Deoarece dinții, maxilarele şi fața sunt structuri geometrice , cu cât se integrează mai mult în acestă proporție, cu atât mai plăcute sunt senzatiile estetice pe care le generează. Adesea este defmitâ ca **proporție divină,** iar părțile care sunt în relatie se spune că sunt de aur una față de cealaltă.

se 13 Relațiile de aur nu reprezintă o noutate. Ele au însoțit istoria umanității pe parcursul ei. Multe din aceste proporții au fost folosite intuitiv de către clinicieni deoarece „ arătau bine". Odată cu recunoaşterea principiului proporției divine , relațiile pot fi folosite de către clinicieni ca o fundamentare în practică. în acest fel estetica este strâmutată de la un nivel subliminal subiectiv la un potențial obiectiv la care poate fi analizat, comunicat printre clinicieni pe o baza deosebită. Astfel prin folosirea numerelor lui Fibonacci şi a proporției divine se pot stabili relații obiective care să fie incluse în stomatologia clinică.

Ca un concept fundamental, aceste valori, atât de des regăsite în natură, par sâ releve un plan de baza al perfecțiunii. Părțile organizate în această proporție par să prezinte maximum de fmmusețe şi eficiență în funcție. -

Cu cât clinicienii vor fi mai familiarizați cu aceste relații, cu atât mai fmmoase **vor fi** rezultatele lor. Clinicianul trebuie să le folosească şi ca un ghid diagnostic şi restaurtiv.

Piramidele, Parthenonul şi multe alte construcții şi obiecte de artă care încântau simțurile au fost create folosind proporția de **1,0** la **1,618,** care în numere întregi poate fi exprimată 5 la 8.

Insuşi Pitagora a format o organizație pentru a studia semnificația acestei proporțh, cu şase secole înainte de era noastră.

Baza fenomenului este ***„secțiunea de aur";*** o linie dreaptă poate fi tăiată astfel încât lungimea proporționalâ a părții mai scurte în comparație cu cea mai lungă este aceeaşi ca şi a părții mai lungi cu suma ambelor părți. (fig. 19.18.).

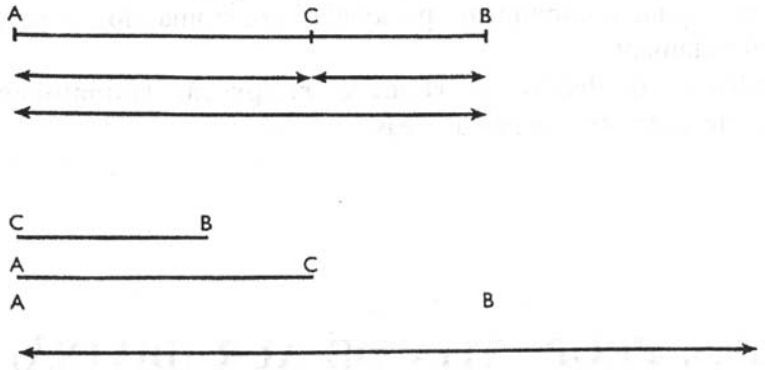


Fig.19.18. Secțiunea de aur şi progresia de aur (l,618,phi). Linia AB este secționatâ la C. Lungimea lui AC este 1,618 din lungimea lui CB. Lungimea lui AC este 0,618 din lungimea lui AB. CB este 0,382 din lungimea lui AB. Proporțiile CB, AC, AB formeaza o nouâ progresie

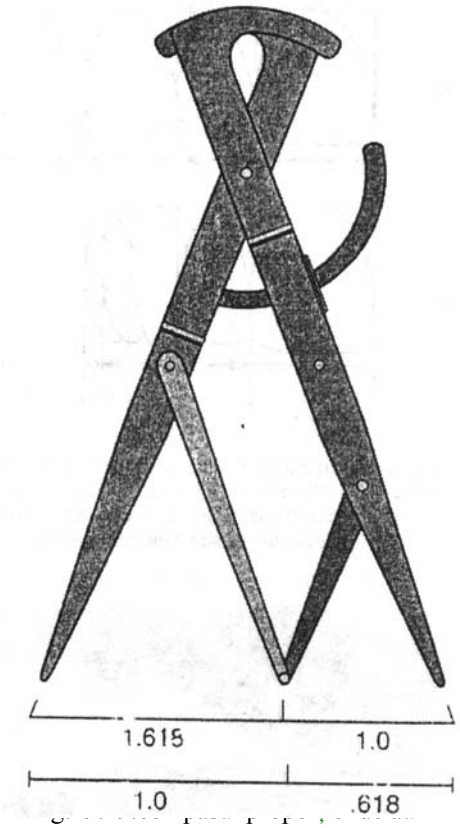
Când unitatea mai micâ (CB) este considerată **1;0,** cea mai mare (AC) este de **1,618** Pacienții care înconjoară o mică regiune pretragiană prezintă frecvent o durere de natură articulară. Dimpotrivă, dacă pacientul circumscrie o zonă mai largâ cranio-cervicală, putem suspecta o sursă musculară a durerii.

Proporția de aur nu simbolizează doar frumusețea şi confortul la un nivel primitiv dar este şi chei^ pentru multe morfologii normale. Ea constituie o lege naturală a creşterii plantelor şi animalelor.

Aplicații clinice

Lățimea totalâ a celor doi centrali inferiori este în raport de aur cu cea a centralilor superiori. Pentm măsurarea cu precizie a raporturilor se poate folosi compasul proporției de aur.(fig.l9.19.).

Incisivul central mandibular (cel mai mic dinte din arcadele dentare) poate fi folosit ca etalon. Incisivul central maxilar are o proporţie de aur faţă de incisivul inferior (phi sau 1.618). Incisivii centrali maxilari sunt dinţii cei mai proeminenţi şi coroana lor este cea mai lată. în ordinea dimensiunii urmează caninul, incisivul lateral fiind cel mai îngust. Datorită arcuirii arcadei dentare, dintr-o perspectivă frontală dinţii se îngustează pe măsură ce se îndepărtează de linia mediană. Reducerea aparentă m lăţime se face în limitele proporţiei de aur. Această dispunere poate fi considerată un ghid m conformarea dinţilor artificiali. Fiecare dinte va fi cu aproximativ 40% mai ingust decât precedentul. (fig.19.20.).



Această relaţie poate fi formulată şi prin prisma *fetei aparente* a dintelui. Astfel, mărimea fiecărui dinte, privit prin normă frontală este 60% din mărimea dintelui situat mezial de el. Dacă *lătimea avarentă* a incisivului central este 1,618, incisivul lateral va fi 1 şi caninul **0,618**

Proporţia de 1,618 la 1 este o constantă care este exprimată prin litera grecească φ(phi) **in onoarea sculptorului Phideas.**

După adoptarea cifrelor arabe de lumea occîdentală, relaţia divină a fost tradusă m termeni matematici de către Fibius Bonaci. Relaţia numerică este cunoscută ca **seriile Fibonacci,** unde fiecare număr este suma celor două numere precedente: **0, 1, 1,** 2, 3, 5, **8, 13, 21, 34** etc. Nu este vorba de o simplă progresie aritmetică. Seria urmează o lege care poate fi aplicată în stomatologia esteticâ. Progresia este percepută plâcut de simţuri. Numerele Fibonacci („numere magice") exprimă o proporţie nemodificată de 1.61803 între un număr şi numărul precedent. De exemplu

233/144=1,61805; 377/233=1,61802;

610/377=1,61803.

Formele de aur

Relaţiile de aur se regâsesc la persoanele cu surâsul cel mai plâcut, cu cea mai frumoasâ sau arâtoasă faţă şi la corpurile graţioase. Natura este rareori exactă, dar această relaţie, ca un fenomen fundamental al dezvoltării, pare să fie o componentă a unui plan biologic major. Prezenţa ei nu poate fi pusâ la îndoială. Uneori şi variaţiile pot fi atractive, dar faţa constituită din proporţiile de aur niciodată nu plictiseşte observatorul (18).

Formele de aur se concretizează în diverse forme geometrice: triunghi, dreptunghi, pentagon. Dreptunghiurile care se gâsesc m proporţia de aur sunt foarte plăcute vederii (fig. 19.21.). Ele se regăsesc m proporţiile celor trei etaje ale feţei.

Pentru echilibrul feţei de o semnificaţie deosebită sunt *proportiile verticale.* Aceste relaţii, implicate în restaurările noastre, au punct de plecare proporţia dintre buza superioarâ şi buza inferioară.

La buzele considerate frumoase, înălţimea buzei superioare, măsurată de la punctul cel mai decliv al arcului lui Cupidon la stomion este mai micâ decât înălţimea buzei inferioare care este în proporţie divină faţă de buza superioarâ (Fig. 19.22.).

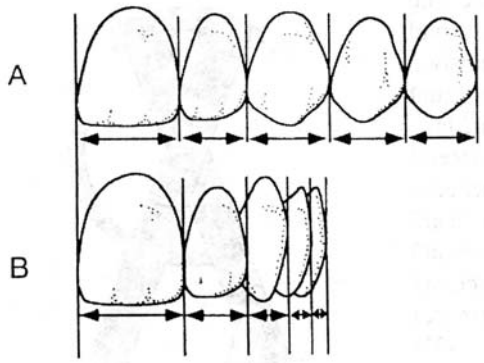


Fig. 19.20. Privind din față fiecare dinte în parte (A), caninii urmează ca lățime incisivii centrali. Totuşi privind dinspre linia mediană fiecare dinte este mai îngust decât dintele situat mezial de el (B).

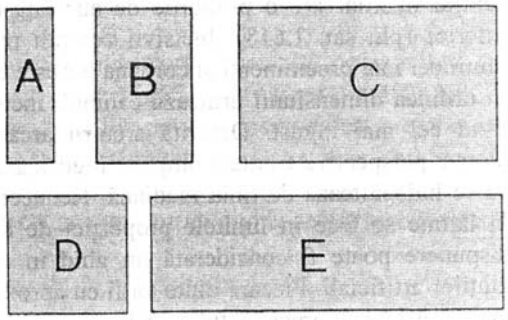


Fig. 19.21. Dreptunghiurile B si C sunt mai plâcute vederii fiind dreptunghiuri cu proporția de aur

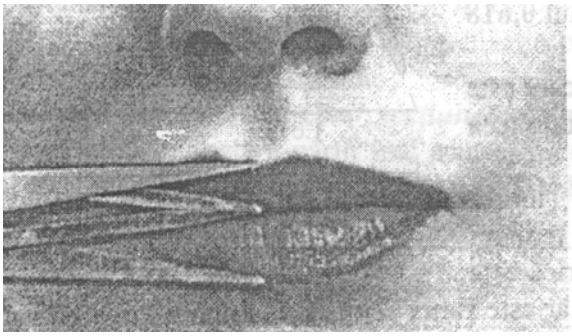


Fig. 19.22. Proporția de aur verticală a buzei superioare față de cea inferioară

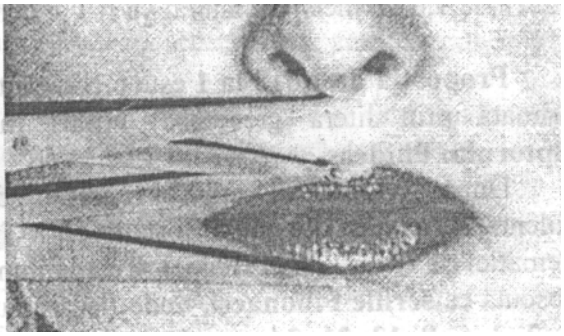
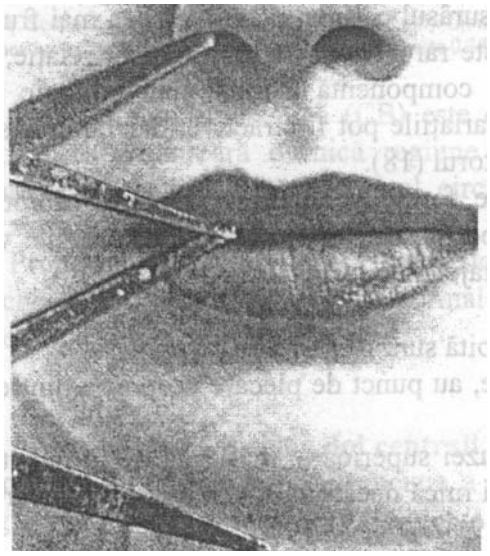


Fig. 19.23. înâlţimea buzei şi filtrul sunt în proporție de aur



Altă relație verticală de aur se observă când înălțimea filtrului este considerată 1.0, aălțimea buzei superioare şi inferioare, la un loc este 1,618 (fig.19.23.).

Distanța dintre stomion şi narină este considerată ca unitate, distanța dintre stomion şi oenton masurată este 1,618 (fig. 19.24.).

Fig. 19.24. Compasul relevă o proporție de aur între distanța dintre menton - stomion şi stomion- aripa nasului

19.6. SISTEMUL KALCO PENTRU REPRODUCEREA BUZELOR

în cursul modelării dinţilor artificiali ai unei proteze partiale fixe, tehnicianul dentar se confmntă cu unele dificultăţi legate de absenţa unor repere anatomice.

Comunicarea dintre cabinet şi laboratorul de tehnică dentară, m vederea refacerii esteticii faciale, se loveşte de unele dificultăţi. Pentru facilitarea acestei comunicări, firma Zhermack a conceput sistemul Kalco pentru reproducerea buzelor. Metoda serveşte la transferarea unei mformaţii tridimensionale asupra poziţiei buzelor pacientului. Informaţia se transferă pe ocluzorul sau articulatorul în care sunt montate modele de lucm.

Sistemul Kalco oferă următoarele materiale:

• a. furculiţa portamprentă, de dimensiuni variabile, prevăzute cu cursor (fig.l9.25.a)

• b. masca portamprentă, prevăzută cu un jgheab de ghidare pe cursorul furculiţei (fig.l9.25.a). Aceste piese sunt confecţionate din răşini şi se pot steriliza.

• c. materialul de amprentare, care este un elastomer de sinteză **Kalco-sil** folosit pentru conformarea unei măşti şi reproducerea buzelor şi un alginat, **Kalco-algin** (fîg.l9.25.b), folosit ca portamprentă a părţilor moi. Pentru aplicarea alginatului în zona vestibulară se foloseşte o seringă.

Tehnica de amprentare a buzelor cu ajutorul sistemului Kalco

După amprentarea arcadei ce urmează a fi restaurată şi amprenta antagoniştilor se toamă modelele.Modelul de lucru şi cel al antagoniştilor se montează m articulator. înregistrarea raporturilor ocluzale se face prin tehnicile obişnuite. Pe furculiţa dm plastic se aplică pe ambele suprafeţe material siliconic de amprentare Kalco-sil, se centrează şi se înregistrează raporturile celor două modele din gips montate în articulator.(fig.l9.25.c).

După polimerizarea materialului de amprentare, se îndepărtează excesele, astfel încât să rămână doar zonele de indentaţie (fig.l9.25.d). Această operaţie este necesară pentru a se putea face cu uşurinţă transfeml în cavitatea bucală.

Urmează faza clinică, în care furculiţa din plastic se poziţionează m cavitatea bucală. Pe baza înregistrărilor m materilul siliconic se reproduce **„in vivo"** poziţia arcadelor de gips din articulator (fig. 19.25. e).

Faza următoare este adaptarea scheletului măştii. Jgheabul cu care este prevăzută se mişcă pe cursorul furculiţelor pâna la atingerea buzelor (fig.l9.25.f). Amprentarea buzelor se face cu ajutoml alginatului Kalco-algin. în prima fază cu ajutorul seringii se introduce alginat m vestibulul bucal. în acest fel se obţine pe lângă amprentarea dinţilor şi îndepărtarea buzelor *m* poziţia dorită. Apoi se încarcă masca portamprentă cu restul de alginat şi se aplică pe suprafaţa orală extemă (fig.l9.25.g). După întărirea alginatului se îndepărtează ansamblul furculiţă-amprentă din silicon în masca cu amprenta din alginat (fîg. 19.25.1i). Asamblarea se realizează la nivelul cursorului furculiţei. Pe suprafaţa intemă (tegumentară) a amprentei din alginat se aplici material siliconic Kalco-sil, pentru amprentarea buzelor (fig. 19.25.i).

Ansamblul astfel pregătit se aplică pe modelele de gips fixate în articulator (fig.l9.25.j). în final se obţine o mascâ din silcon colorat. Buzele pot fi colorate m plus pentru a le sublinia contuml. Se apropie astfel cât mai mult de conturul natural (fig.l9.25.k).

Prin reproducerea conturului bucal şi a conturului buzelor, tehnicianul are reperele necesare pentru individualizarea şi armonizarea restaurărilor protetice (fig.19.25.1, fig.l9.25.rn).

Prin mişcarea braţului mobil al articulatorului şi crearea unui fundal întunecat se poate reproduce spaţiul negativ care se formează în condiiile naturale.în ultimâ instanţâ silueta dinţilor, ambrazurile incizale, efectele optice se produc doar în prezenţa spaţiului negativ (fig.19. 25.m).

După părerea noastrâ este un aport suplimetar în realizarea esteticii, care nu a fost menţionat de către creatorii Kalco-Sistem-ului. în fmal, proteza fixă se integrează în armonia facială a pacientului (fig.l9.25-n). Efectul estetic a fost favorizat de prezenţa mâştii din Kalco-sil. în acelaşi timp pledează pentru necesitatea de a oferi tehnicianului dentar un cadru individual al pacientului, nu numai modelele de gips. Pentru estetica facialâ, de cea mai mare importanţă este oferirea conturului buzelor amprentate m zâmbet.

în încheiere trebuie reţinut câ **nu există stomatologie fără esteticâ şi nici estetică umană fârâ stomatologie.** Stomatologul mileniului doi trebuie sâ depâşească viziunea dentistică de fizionomie dentară în cadrul arcadelor. El trebuie sa încadreze arcadele în estetica feţei şi figurii şi de ce nu m estetica generalâ a individului.

în orice terapie de restaurare proteticâ fixâ, efectul estetic este decisiv. Efectul terapiei de restaurare nu poate atinge mereu un *optim estetic* pe care sâ-1 perceapâ toţi ca atare , deoarece el este, aşa cum afirmam la început, determinat de influenţe culturale şi de către personalitate. Adeseori trebuie sâ ne mulţumim cu un compromis între forme şi dimensiuni care tind spre un **optimum estetic care are anumite trepte de libertate a formelor, acceptate în cadrul fizionomiilor normale din cadrul unei anumite rase.**

19.7. Bibliografie

1. Albino J.E., Tedesco L.A., Conny D.J. - *Pătfent perceptions df dental -facial âsthetics: Shqred coric^rn in prosthodontics.* J. Prosthe. Dent. 9, 52-57, 1984.
2. Carlsson G.E., şi colab. - *An international comparative multicenter study of ossessment of dental appearance using computer-aided image manipulation,* Int. Journ. Prosthodont 11, 246-254, 1998.
3. Dong J.K. şi colab. - *The esthetics ofsmile: a review ofsome recnt studies.* Int. Journ. Prosthodont. 11, 246-254,1999.
4. Frush J.P., Fisher R.D,- *Introduction to dentogenic retorations,* J Prosthet Dent, 5, 586; 1955
5. Frush J.P., Fisher R.D -*How dentogenic restorations interpret the sexfactor.,* J Prosthet dent, 6; 160; 1956
6. Frush J.P., Fisher R.D -*Ho\v dentogenic restorations interpret the personality factor.,* J Prosthet dent, 6; 441;
1956
7. Frush J.P,, Fisher R.D - *The agefactor m dentogenics,* J Prosthet dent, 7; 5; 1957
8. Goldstein R.E. - *Esthetics in dentistry.vol. /.,* Lippincott, Philadelphia ,second ed., 1976
9. Goldstein R.E., Gaber D.A., Feinman R.A.- *Porcelain laminate veneers,Chicago,* Quintessence Publishung 1 ^ Co.,Inc., 1988
10. Lang N.P.,, Guldener Beatrice E. Siegriist -• *Kronen und Bruckenprothetik,* Georg Thieme Verlag Stuttgart -NewYorkl993.
11. Levin E.- *Dental esthetics and the golden proportions.* J Prosthet Dent, 40;244, 1978

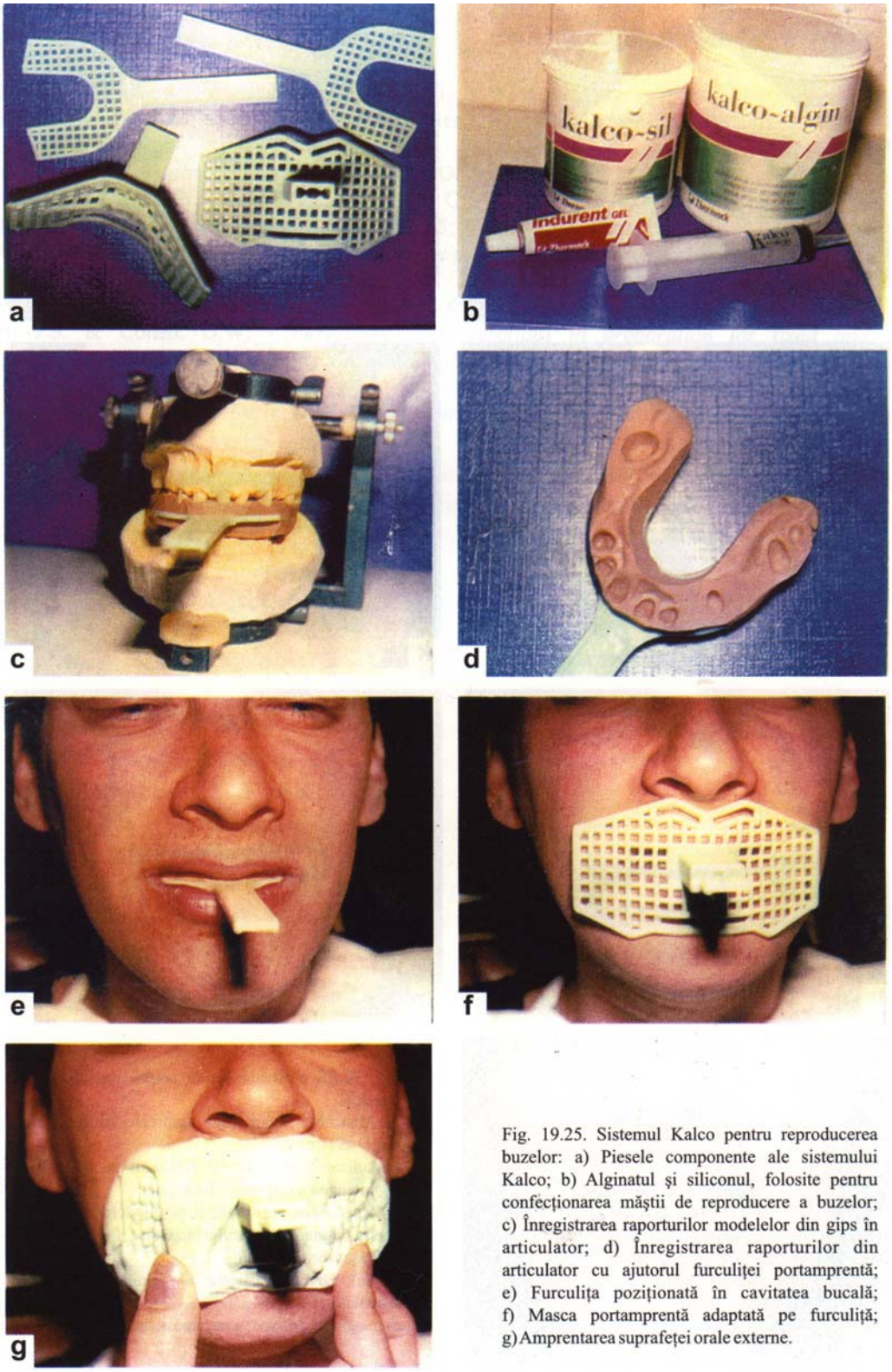


Fig. 19.25. Sistemul Kalco pentru reproducerea buzelor: a) Piesele componente ale sistemului Kalco; b) Alginatul şi siliconul, folosite pentru confecţionarea măştii de reproducere a buzelor; c) Înregistrarea raporturilor modelelor din gips în articulator; d) Înregistrarea raporturilor din articulator cu ajutorul furculiţei portamprentă; e) Furculiţa poziţionată în cavitatea bucală; f) Masca portamprentă adaptată pe furculiţă; g) Amprentarea suprafeţei orale externe.

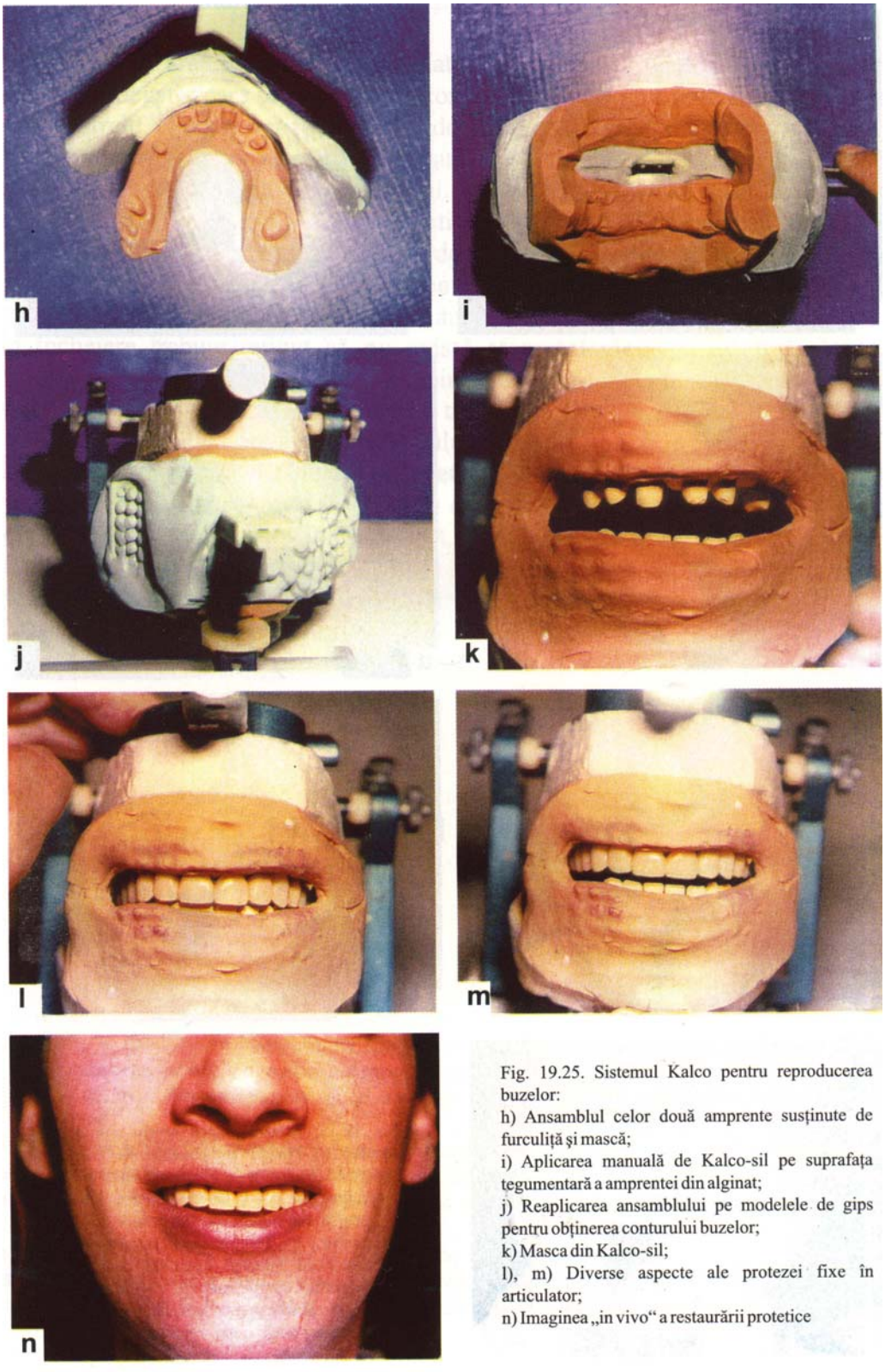


Fig. 19.25. Sistemul Kalco pentru reproducerea buzelor:
h) Ansamblul celor două amprente susținute de furculiță și mască;
i) Aplicarea manuală de Kalco-sil pe suprafața tegumentară a amprentei din alginat;
j) Reaplicarea ansamblului pe modelele de gips pentru obținerea conturului buzelor;
k) Masca din Kalco-sil;
l), m) Diverse aspecte ale protezei fixe în articulator;
n) Imaginea „in vivo" a restaurării protetice

12. Lombardi R., - *The principles ofvisual perception andtheir clinical application to denture esthetics.* J. Prosthet Dent,29;358,1973

13. Lombardi R. - *A methodfor the classification ofdental errors m dental esthetics,]* Prosthet.Dent 32;501,1974

14. Matthews T.G. - *The anatomy ofa smile.* J Prosthet Dent, 39; 128,1978

15. Pincus C. - *Cosmetics - the psychologic fourth dimension infull mouth rehabilitation.* Dent Clin North Am, 11;71,1967

16. Proffit E.G. - *Contemporary orthodontics,* Ed. 2, St. Louis, 1995, Mosby.

17. Ricketts R.M.- *Is there a science to esthetics,* Presentation to the American Academy of Esthetic dentistry, 1980

18. Ricketts R.M., - *The golden section.* Proc.Fundation Orthod Res, 1980

19. Ricketts R.M. - *Divine proportion infacial esthetics.* Clin plast Surg; 994);401^22, 1982

20. Ricketts R.M. - *The Golden Divider ,* J Clin Ortho, 15; 752, 1981

21. Ricketts R.M. -*The biologic significance ofthe divine proportion and Fibonacci series,* Am J Orthod , 81; 351 -70,1982

22. Scharer P, Rinn L.A., Kopp F.R.- *Esthetic guidelines for restorative dentistry,* Quintessence books.

23. Seibert, J.S. & Cohen, D.W. - *Periodontal considerations m preparation for fixed and removable prosthodontics In: Full Mouth Reconstruction:* Fixed removable Dental clinics ofNorth America (July) 31,529-555, 1987

24. Tijan, A.H., Miller, G.D. & The H.(7. *Some Esthetic factors in a smile.* Journal of Prosthetic Dentistry 51, 24-28, 1984

20. TITANUL IN PROTETICA FIXA

Utilizarea metalelor şi aliajelor în stomatologie a cunoscut în ultimele decenii progrese remarcabile atât pe planul diversificării lor, cât mai ales al progreselor realizate pe direcţia promovării de **tehnologii noi, neconvenţionale** (galvanizarea, electroeroziunea, sinterizarea,. procedeele CAD/CAM). Mai mult, m virtutea cerinţelor actuale impuse materialelor dentare, în rândul cărora **biocompatibilitatea şi aspectul fizionomic** joacă un rol dm ce m ce mai important, apusul îndelungatei istorii a materialelor metalice în stomatologie devine o realitate din ce m ce mai palpabilă, cel puţin pentm ţările dezvoltate. Au apărut astfel **SIC** (Cerestore, Cerapearl, Dicor, Hi-Ceram, Optec, In-Ceram, Empress), **sistemele tip ceromer** (Targis/Vectris), care deocamdată la noi nu au o pondere reprezentativă în proteticâ. (54)

Aurul şi aliajele sale s-au constituit m materiale de elecţie m realizarea de **PPF** încă de la începuturile stomatologiei. Creşterea preţului de cost al metalelor nobile în anii '70, odată cu resursele din ce m ce mai limitate ale acestora şi creşterea adresabilităţii pacienţilor au pus însă lumea stomatologică în faţa unui impas.

Au fost propuse **două soluţii** de rezolvare a problemei. **Prima** a constat în reducerea continutului de aur şi înlocuirea acestuia cu alte metale nobile, rezultând aşa zisele **aliaje cu conţinut redus de aur. A doua soluţie** a fost reprezentată de promovarea unor **aliaje alternative** pentru cele nobile; astfel au apărut **aliajele pe bază de Co-Cr, Ni-Cr, Fe, Ti,** recunoscute astăzi în toată lumea ca altemative viabile pentm aliajele nobile (54).

Titanul şi aliajele sale reprezintâ o altemativă interesantă m acest sens, aceste materiale fiind prezente în arsenalul terapeutic al stomatologiei încă de acum câteva decenii, fiind utilizate iniţial, mai ales la **realizarea implantelor,** iar apoi tot mai frecvent şi m alte domenii ale specialităţii, cum ar fi **protetica dentară** şi **ortodonţia.** Folosirea tot mai frecventă a titanului şi aliajelor sale în stomatologie este justificată de câteva **proprietăţi de excepţie** ale acestor materiale: **rezistenţă deosebită la coroziune, biocompatibilitate excelentă, rezistenţă mecanică, densitate redusă, conductivitate termică scăzută, coelîcient de dilatare termică redus, roentgentranslucenţă, caracter inodor şi insipid, cost redus.** Aceste calităţi justifică utilizarea titanului nu numai m aplicaţii medicale, cât şi într-o serie de domenii industriale (construcţii aero-spaţiale, navale, industria chimică), care au fost de fapt primele ce au folosit titan şi aliaje de titan. De asemenea, s-au dezvoltat aplicaţii speciale, care fac apel la proprietăţile de superconductivitate (aliajele cu niobiu) sau la efectul de memorizare a formei (aliajele cu nichel). în ultimii ani ne confmntăm chiar cu o **„febrâ" a titanului,** fiind promovate aplicaţii mai noi, care exploatează mai ales rezistenţa specifică ridicată - industria constmctoare de automobile ca şi aplicaţii în industria bunurilor de larg consum: camere de luat vederi, bijuterii, instmmente muzicale, echipament sportiv etc.

Biocompatibilitatea titanului indică folosirea acestuia în sfera organismului uman. în acest domeniu utilizările sunt largi, de la **pompe-implant** şi **valve artificiale,** până la **articulații artifîciale** (coxo-femurale, genunchi, scapulo-humerale). Alte aplicatii medicale exploatează proprietatea aliajelor **Ni-Ti** de a memora forma inițială a obiectului şi a reveni la aceasta după un anumit timp de la exercitarea unei deformâri **(„memory-effect"),** sub influența temperaturii. Astfel de aliaje recunosc o proportie de tipul **Ni:Ti** = 55:45. Intervalul temperaturii de transformare depinde de compoziția chimică a aliajului, de temperatura de topire, de predeformarea suferită, precum şi de ciclurile de memorie desfaşurate. Aliajele cu memorie se folosesc m ortopedie pentm exercitarea de compresiuni controlate asupra fragmentelor fracturate în scopul unei cât mai bune acolări. Efectul de memorie mai este exploatat şi la dilatarea unor vase sangume, pentm amelioararea irigației unor organe vitale.

Prima relatare despre utilizarea titanului m sfera organismului uman datează din **1940 şi aparține lui Bothe.** Intr-un studiu experimental efectuat pe pisici, automl a observat proliferarea osoasă direct pe implantul metalic. Referindu-se la cercetările lui Bothe, Leventhal susține efectuarea unor atele osoase din titan. Nu oferă însă nici un indiciu asupra numărului de cazuri şi a modului de tratament, astfel încât este greu de precizat cine a fost primul care a promovat implantele din titan la om.

In stomatologie, titanul a fost introdus în 1968 de către Leonard Linkow, care 1-a folosit m elaborarea implantelor. L-a urmat m 1969 Brănemark, iar m 1985 Hofmann, care foloseşte un aliaj al titanului TiAl6V4. Pe atunci produsele de titan erau obținute în principal prin prelucrări la rece (9).

Proprietățile tehnologice ale titanului au facut ca multă vreme tumarea acestuia şi a aliajelor sale cu destinatie stomatologică să întârzie.

Firma japoneză Ohara a lansat în 1981 un domeniu nou în tehnologie, rezolvând turnarea titanului pentru uz stomatologic. Acest procedeu a ridicat multe probleme legate de specificul tehnologiilor domeniului nostru de activitate. Astăzi, ele au fost în bună parte rezolvate, mai mult se poate spune **că topirea/turnarea titanului în laboratorul de tehnică dentarâ a depăşit faza de pionierat,** fiind disponibile pe lângă instalațiile de prelucare consacrate (fabricate în Japonia, Germania sau S.U.A.) şi o serie de sisteme cu performanțe mulțumitoare, m condițiile unor prețuri accesibile.

Avantajele titanului şi aliajelor sale, ca şi progresele facute m tehnologiile de prelucrare, au facut ca la ora actuală sâ se confecționeze din titan nu numai implante, conuri, instmmente şi piese de mână (care se obțin de obicei prin prelucrări la rece) ci şi diferite **proteze parțiale fixe unidentare sau pluridentare** realizate prin tumare. Mai mult, m ultimii ani au fost realizate mase ceramice speciale destinate titanului. Astfel, **titanul şi aliajele sale şi-au făcut intrarea triumfalâ în protetica fîxă,** cu mențiunea persistenței unor rezerve legate de prețul de cost al tehnologiilor de prelucrare. Domeniile de utilizare a titanului şi aliajelor sale în stomatologie şi chirurgia buco-maxilo-facială sunt într-o extindere continuă (tabelul 20.1.).

La ora actuală titanul şi aliajele sale se folosesc la realizarea de: **proteze fîxe şi mobilizabile, sisteme speciale de menținere, sprijin şi stabilizare, implante, şuruburi şi crampoane intradentinare, pivoturi intraradiculare, umpluturi în structura compozitelor, bracket-uri, instrumentar, truse de osteosintezâ etc.** Adeseori utilizarea titanului a devenit avantajoasă, chiar în domenii m care există deja materiale consacrate.

De exemplu, crampoanele şi pinurile din titan au o rezistență la coroziune mai mare decât cele acoperite cu aur (9), iar conurile de titan sunt foarte apreciate în endodonție pentru elasticitatea şi biocompatibilitatea.

Tabelul 20.1.

Indicaţii de utilizare a titanului şi aliajelor sale în comparaţie cu aliaje nobile şi de tip Co-Cr

Utilizări	Ti + aliaje	aliaje nobile	aliaje Co-Cr
Incrustaţii	++	++	-
Coroane de înveliş	+	+4-	+
Proteze partiale metalo-ceramice	+	++	+
Proteze partiale metalo-polimerice	++	+	++
Restaurări adezive	++	-	-
Baze de proteze totale	+	+	++
Sisteme speciale şi conectori	++	++	+
Dispozitive ortodontice	+	-	++
Şuruburi, pinuri	++	++	++
Implante	+++	-	+

20.1. DE CE TITANUL ÎN PROTETICA DENTARĂ ?

Folosirea tot mai largă a titanului şi ahajelor sale în stomatologie este justificată de proprietăţile avantajoase ale acestui material.

Greutatea specifică redusâ (4,5 g/cm^3) asigură un confort apreciabil pentru pacient, mai ales m cazul unor proteze scheletizate la maxilarul superior. Densitatea titanului este de patru ori mai redusâ decât cea a aumlui, de trei ori mai scăzută în comparaţie cu paladiul şi reprezintă jumătate din greutatea specifică a nichelului. Densitatea redusă trebuie însă privită şi dintr-o perspectivă critică, indicând m anumite situaţii supradimensionarea unor componente ale protezelor scheletizate, m vederea preîntâmpinării unor deformări excesive sub acţiunea forţelor masticatorii. De asemenea, infrastmcturile metalice lungi ale constmcţiilor metalo-ceramice necesită o supradimensionare, pentru a preveni flexiunea scheletelor, cu fractura materialului ceramic (3,10,13,30).

0 altă proprietate avantajoasă a titanului - **amagnetismul** - indică folosirea acestui materiat la realizarea reconstituirilor protetice la pacienţii cu susceptibilitatea de a fi supuşi unor examene radiologice cu expuneri importante şi repetate la tomografii computerizate, ori examene de rezonanţă magnetică nucleară (25).

In cazul pieselor protetice din titan, **conductivitatea termică redusă** (17-22 **W/mK)** asigură protecţia organului pulpo-dentinar de insultele termice din cavitatea bucală. De asemenea, această proprietate face posibilă sudura de subansamble protetice (bare tip Dolder ori **PPF** din elemente separate) direct m cavitatea bucală !

Coeficientul de dilatare termică este **asemănător cu cel al ţesuturilor dure dentare,** conditii în care solicitările la interfaţa dinte-piesă protetică sunt minime.

Roentgentransluceņța permite controlul calității pieselor tumate, cu decelarea eventualelor porozități ca şi vizualizarea proceselor carioase de la nivelul bonturilor dentare, cu piesele protetice insitu.

Rezistența deosebită la coroziune a titanului este verificată de studii efectuate pe termen lung asupra comportamentului electrochimic al unor aliaje pe bază de **Co-Cr, Ni-Cr, Pd şi Ti** în salivă artificială. Astfel de cercetări au demonstrat că **titanul prezintă cea mai scăzută rată de eliberare de ioni,** urmând apoi în ordine crescătoare aliajele de **Co-Cr, Ni-Cr cu mai mult de 20 % Cr, Ni-Cr cu mai putin de 20 % Cr şi aliajele pe bază de Pd.**

Titanul se foloseşte în stomatologie atât **nealiat** (puritate de minim 99,4 %), cât şi sub formă de **aliaje,** dintre care, deocamdată cel mai utilizat este **TiAl6V4** în ciuda unor rezerve legate de eliberarea în anumite condiții de ioni de Al şi V, care se pot acumula în țesuturi. Este necesară deci, elaborarea de aliaje cu indicații medicale, care să prezinte proprietăți mecanice acceptabile, în condițiile cerințelor de biocompatibilitate de astăzi.

Comportamentul de excepție etalat de acest material considerat încă „exotic" (57) este consecința proprietăților sale elementare, care pot fi prezentate din punct de vedere fizic, chimic şi biologic.

20.1.1. PROPRIETATI FIZICE

Dintre proprietățile fizice ale titanului le menționăm pe cele mai relevante pentru utillizarea acestui material în stomatologie m general şi m protetica fixă m special:

- culoare în stare compactă: alb-argintie;
- densitate la 25°C (a-Ti): 4,51 g/cm^3; la 900°C (p-Ti): 4,33 g/cm^3;
- temperatură de topire: 1668°C;
- coeficient de dilatare temiică: 9,1x10"^{6}/^{0}^
- căldură specifică la 25°C: 0,523 J/g.K;
- conductibilitate termică la 25°C: 17-22 W/mK;
- tensiune superficială la 1600°C: 1,7 N/m;
- modul de elasticitate la 25°C: 108 GN/m^2;
- rezistență la tracțiune: 450MPa/m^2 înainte de tumare, respectiv 850MPa/m^2, după tumare
- limita de întmdere: 100-200 N/mm^2, 15 -20 %;
- duritate: 160-190 HB, 80-105 HV.

Proprietățile mecanice ale titanului sunt determinate de gradul de puritate al acestuia, care depinde fundamental de condițiile tehnologice de obținere şi prelucrare. Prezența impurităților în cantități determinate creşte duritatea şi rezistența m detrimentul plasticitâții. Prezența impurităților este determinată şi de afinitatea crescută a titanului pentm 0, N, C, şi H, la temperaturi înalte. în aceste conditii, **prelucrările la cald vor reprezenta întotdeauna o problemâ delicată,** necesitând medii de protecție adecvate şi protocoale de lucru sensibile.

Gradele de puritate ale titanului „comercial pur" (conform normelor DIN şi ASTM) sunt prezentate m **tabelul 20.2.** La realizarea de **proteze fixe** se utilizează **titan cu gradul de puritate 1 şi** 2, m timp ce **titanul de grad 4 se foloseşte mai ales la confecționarea de proteze scheletizate,** datorită proprietăților mecanice superioare.

Prelucrarea titanului prin topire/tumare expune topitura acțiunii unei anumite cantități de impurități (cu influențarea proprietăților mecanice - tabelul 20.3), în ciuda măsurilor de protecție corespunzătoare. De aceea, din producția mondială de titan (100 000 t/an), doar o parte foarte mică se prelucrează prin topire/tumare.

Rezistența la întindere şi duritatea Vickers m cazul titanului sunt comparabile cu valorile corespunzătoare ale aliajelor Co-Cr, iar modulul de elasticitate se situează m domeniul corespunzător aliajelor nobile de clasa a IV-a.

Tabelul20.2.

Gradele de puritate ale titanului „comercial pur", conform normelor DIN şi ASTM (cifrele reprezintă procente de greutate)

	Fe max.	0 max.	N max.	C max.	H max.	Ti
Gradî	0,15	0,12	0,05	0,06	0,013	restul
Grad2	0,20	0,18	0,05	0,06	0,013	restul
Grad3	0,25	0,25	0,05	0,06	0,013	restul
Grad4	0,30	0,30	0,05	0,06	0,013	restul

Tabelul20.3.

Proprietățile mecanice ale titanului în comparație cu titanul turnat

	Rezistență la tracțiune (MPa)	Limită de întindere (MPa)	Duritate Vickers HVIO
Ti grad 1	290^10	180	126
Ti grad 2	390-540	250	158
Ti grad 3	460-590	320	179
Ti grad 4	540-740	390	211
Titan turnat (grad 2)	520-650	320	... 200-220

20.1.2. PROPRIETATI CHIMICE

Proprietățile chimice ale titanului sunt în legătură directă cu comportamentul materialului m medii corozive şi medii biologice. Dintre aceste proprietăți o relevanță deosebită prezintă modificarea alotropă şi **rezistența la coroziune,** consecință directă a reactivității chimice deosebite a materialului.

Modificarea alotropă survine la temperatura de 882,5°C. Sub acest nivel, titanul prezintă o rețea cristalină hexagonală compactă (faza a), peste 882,5°C transformându-se m rețea cubică

centrată intem, formând faza P (fig.20.1).

Modificarea alotropâ este reversibilă numai în anumite condiții (vid avansat - 10 ~ Pa) sau mediu de argon de puritate 99,999 %). Dacâ tratamentul termic se face în prezența aemlui, modificările sunt ireversibile datorită reacțiilor care au loc cu azotul şi oxigenul. Aspectul este foarte important în stomatologie, deoarece aceste modificâri pot apare m cursul operațiilor de lipire, sudare sau placare cu ceramică(9). ,nîdo *e.l* -âte'

Nitrurarea pieselor protetice tumate din titan (sub presiune del500 barr şi la temperatura de 930°C, prin folosirea azotului de înaltâ puritate) determină îmbunătățirea proprietăților de suprafață, cu creşterea durității pe o adâncime de 12-20 um, a rezistenței la uzură, **modiHcarea culorii spre o tentă aurie** şi nu în ultimul rând reducerea porozităților. Aceastâ nitrurare se foloseşte şi m protetica fixă. Existâ multe centre care nitmrează, proteze parțiale fixe şi truse de instmmente.

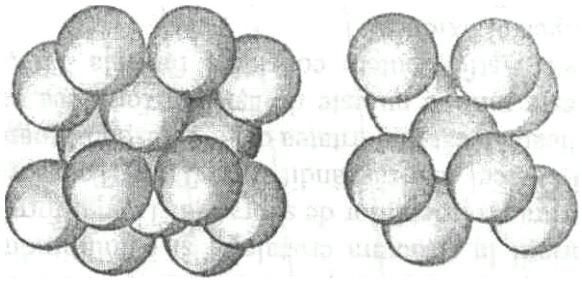


Fig.20.1. Structura cristalină a titanului: faza a - rețea hexagonalâ compactâ (stânga) şi faza p - rețea cubică centratâ în spațiu (dreapta).

0 caracteristică a elementelor subgmpei titanului față de elementele din gmpa a IV-a principală sunt punctele de topire şi evaporare mult mai mari, precum şi căldura crescută de formare a aton ırea legăturii metalice participă în special electronii d şi nu le - Ge, Sn, Pb (fig. 20.2.).

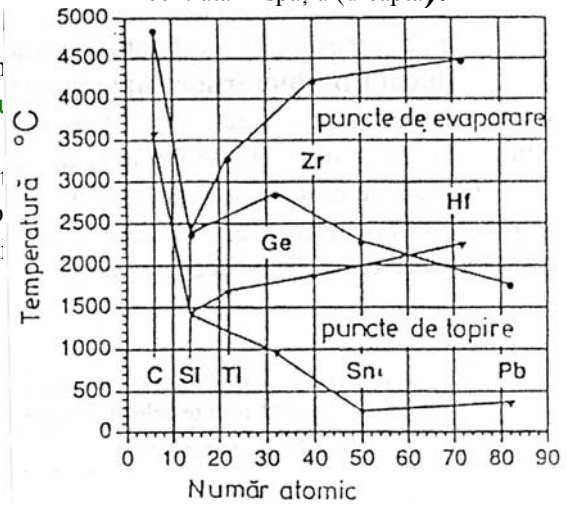


Fig.20.2. Punctele de topire şi evaporare ale elementelor din subgrupa titanului şi a celor din grupa a IV-a principalâ.

Asemănarea dintre **Ti** şi Si presupune posibili ıice şi plastice. Din aceleaşi motive este de aşteptat o îmb ırea scheletului metalic cu metode de tipul Silicoater sau S ıică prin procedeul Rocatec.

20.1.2.L REZISTENTA LA COROZIUNE

Rezistența la coroziune este o caracteristică esențială a titanului, ea datorându-se peliculei subțiri, etanşe şi extrem de stabile de dioxid de titan, care se formează în câteva secunde la contactul cu mediul înconjurător (24,27). în decurs de circa două ore la temperatura camerei, grosimea stratului ajunge la 17 Â, dublându-se m 40 de zile la temperatura camerei. Fenomenul de **pasivare** este deosebit de eficient împiedicând practic schimburile ionice cu mediul înconjurător şi contribuind major la asigurarea biocompatibilității materialului.

Datorită faptului că stratul de oxizi care acoperâ suprafața titanului suferă modificări ca urmare a transportului de oxigen din exterior (din aer sau din mediul lichid) şi/sau a titanului din

interior, concentrația celor două elemente va înregistra gradiente în diferite zone. în aceste condiții este de aşteptat ca stratul de oxizi să prezinte un nivel ridicat de nonstoechiometrie, variații în stmctura cristalelor şi o multitudine de defecte de suprafață, cu consecințe directe asupra proprietăților de suprafață. Titanul formează o serie de oxizi stabili cum ar fi **Ti02, TiO** si **TÎ203,** cel mai râspândit fiind **TiOi.** Toți aceşti oxizi prezintă constante dielectrice înalte (mai ridicate decât majoritatea celor corespunzătoare altor oxizi metalici) cuprinse între 50 si 120. Din aceste motive nu este de aşteptat formarea unui singur oxid stoechiometric pe suprafețele din titan. Astfel, putem considera formula **TiOx,** m care „x" corespunde conținutului mediu de oxigen al oxidului.

Rezistența la coroziune a titanului cu destinație stomatologică este influențată de mai mulți factori, care includ: tipul tehnologiei utilizate la obținerea pieselor finite, manoperele de prelucrare, finisare, lustruire ca şi acțiunea agenților de curățare şi a solvenților.

Utilizarea topirii/tumării la obținerea pieselor protetice din titan ridică unele probleme datorită reactivității crescute a titanului în stare topită, cu formarea **crustei a** la suprafața pieselor tumate, care influențează negativ rezistența la coroziune şi trebuie îndepărtată cu conştiinciozitate, prin metode specifice (sablare, dezoxidare chimică, prelucrâri mecanice). In ceea ce priveşte diferențele în rezistența la coroziune a pieselor finite obținute prin tehnologia topirii/tumării şi prin cea a altor sisteme altemative (CAD/CAM, electroeroziune), aprecierile sunt controversate, neconcludente, necesitând investigații suplimentare (47,48).

Influența prelucrărilor superficiale (finisare, lustruire) poate fi rezumată astfel: aceste manopere atrag inițial o activare a suprafeței pieselor, cu creşterea energiei de suprafață, care prilejuieste o creştere a reactivității inițiale, care ulterior se reduce datorită pasivării.

Testele de coroziune efectuate în salivă artificială (35), conform DIN 13 912 au arătat că potențialul de penetrare al titanului este mult mai ridicat decât cel al altor aliaje dentare, justificând rezistența sa deosebită la coroziune aşa cum reiese din tabelul 20.4. şi fig. 20.3.

Tabelul20.4.

Valorile potențialului de penetare corespunzâtoare unor aliaje dentare şi titanului, obtinute prin testele de imersie în salivâ artificială conform DIN 13912.

Aliaj dentar / titan	**Potențial de penetrare (mV)**
Gaudent S	**-100**
Au-Ag-Pt	**+780**
Ni-Cr-Mo	**+820**
Co-Cr-Mo	**+920**
Ti nealiat	**+ 2000**

Prezența ionilor de fluor m soluție electrolitică determină un atac agresiv asupra titanului. Acest comportament este consecința formării de molecule complexe foarte stabile. Tri- şi tetrahalidele titanului au tendința de a forma complexe cu atomi oxidabili. Complexele halide **(TiF6)$^{2'}$, (TiFfi)$^{3'}$, (TiCl5(H20))', (TiC^)$^{2'}$ şi (TiCls^O))$^{2'}$** reprezintă specii moleculare care pot forma sămri solubile cu NH^ şi metale alcaline. Formarea acestei categorii de sămri explică dizolvarea titanului în prezența **HF** şi a fluorurilor, materialul suferind fenomene de coroziune localizată m fisuri (39). La valori ale pH-ului între 6 şi 7 este suficientă o cantitate de 20 ppm F' pentru inițierea fenomenelor localizate de coroziune (44). Aceste date sunt bine cunoscute m domeniul industrial (43,52), dar mult mai puțin m stomatologie (8,12,18,45). La scăderea pH-ului sub limita critică de 3,5, fenomenele de coroziune localizată (sub forma fisurilor) sunt manifeste (39). La acest nivel (în interiorul fisurilor) datorită dimensiunilor reduse ale situsului de coroziune, electrolitul are tendința de a stagna, cu potențarea efectelor corozive (39).

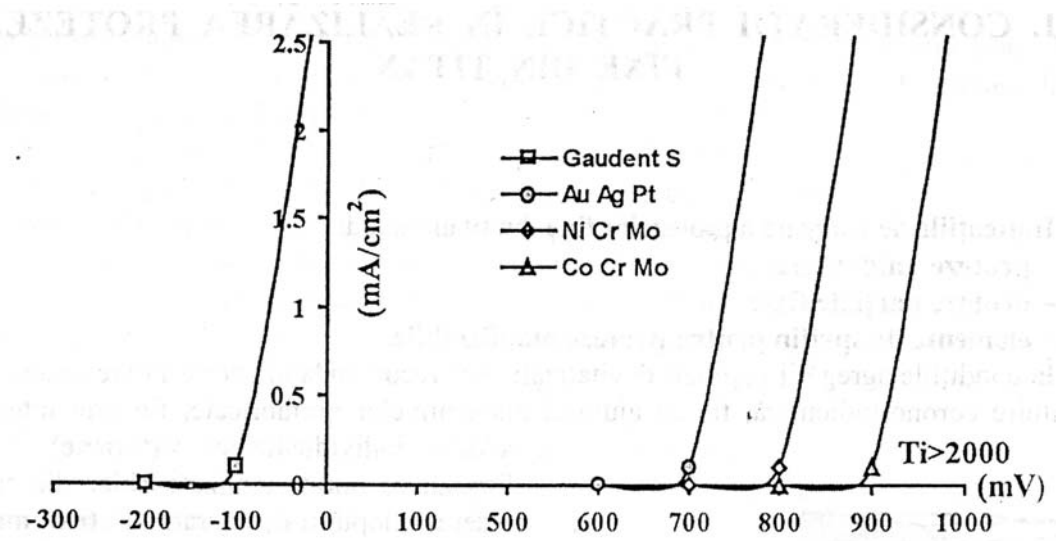


Fig. 20.3. Valorile potențialului de penetrare corespunzătoare unor aliaje dentare şi titanului.

20.1.3. PROPRIETĂTI BIOLOGICE

Biocompatibilitatea titanului este o consecință a **prezenței stratului superficial de oxid** ale cărui calități au fost prezentate. Proprietățile chimice şi deci procesele chimice de interfață sunt determinate tocmai de acest strat de oxizi şi nu de metal m sine. Această sintagmă este aplicabilă tuturor materialelor metalice utilizate la construcția implantelor şi pieselor protetice (cu excepții posibile în cazul aurului şi platinei). în acest sens, astfel de materiale metalice pot fi privite ca materiale compozite care îmbină proprietâțile mecanice avantajoase ale metalului cu proprietățile chimice de suprafață ale oxizilor acoperitori. Astfel, din punct de vedere biochimic, suprafețele din titan (şi multe alte suprafețe metalice) pot fi privite ca oxizi ceramici.

20.2. PROTEZE FIXE DIN TITAN

în ultimele decenii **titanul este tot mai utilizat în protetica fixâ** în lumina numeroaselor avantaje prezentate, m rândul cărora prețul de cost redus orientează decizia m competiția cu unele dintre materialele „tradiționale".

20.2.1. CONSIDERAȚII PRACTICE IN REALIZAREA PROTEZELOR FIXE DIN TITAN

Indicațiile de realizare a protezelor fixe din titan includ:

- proteze unidentare;

- proteze parțiale fixe;

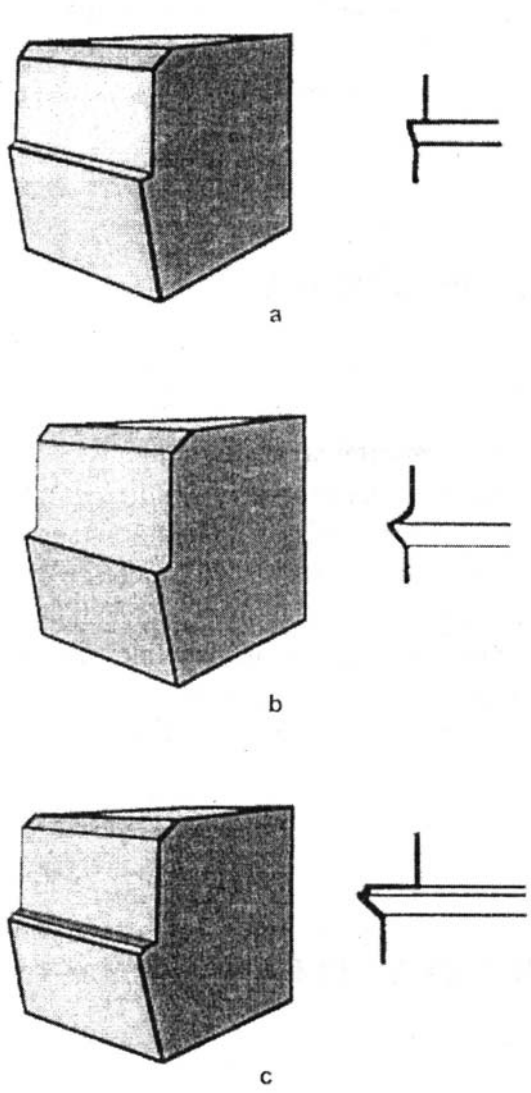


Fig. 20.4. Preparații dentare recomandate în cazul agregării de proteze fixe din titan (57): a. prag drept; b.chanfrein; c. prag cu bizou.

- elemente de sprijin pentru proteze mobilizabile.

în condițiile agregării la pilieri devitalizați, este recomandabilă consolidarea acestora prin reconstituire corono-radiculară, fie cu ajutorul dispozitivelor prefabricate, fie prin intermediul celor individualizate (tumate); aceste dispozitive pot fi realizate chiar din titan, m vederea adoptării dezideratului **„tratamentului monometal"*.**

Aspectul gri al suprafețelor de titan vizibile (incmstații) poate fi evitat prin *tratamente speciale (de tipul anodizării) la nivelul acestor suprafețe. Se pot obține astfel diferite nuanțe de culoare, care însă au o persistență limitată m cavitatea bucală, datoritâ fenomenelor de uzură.

Conductivitatea termică redusă a titanului, de circa 14 ori mai scâzutâ decât cea a aurului, face ca la nivelul dinților vitali, **incrustațiile din acest material să fie preferate în raport cu cele din aliaje pe bazâ de** aur, datorită protecției pe care o oferă organului pulpo-dentinar față de variațiile termice din mediul bucal.

Contraindicațiile titanului m realizarea de proteze fixe se referâ doar la situațiile în care sunt necesare supratumâri (de exemplu coroane cu mijloace suplimentare de retenție, asamblate prin supratumare).

Preparațiile dentare (fig. 20.4.) vor urmări conformarea de:

- praguri drepte;

-chanfrein; ;

- praguri drepte cu bizou. **Preparațiile în prag drept circular nu sunt obligatorii,** la nivelul fețelor proximale şi orale preparația de tip chanfrein reprezentând altemativa de elecție.

Pragul cu bizou este indicat mai ales m

---

* tratament monometal - concept care susține existența beneficâ a unui singur metal în cavitatea bucală a unui subiect (de la DCR., proteze unidentare, PPF la implante)

zona de sprijin, atunci când, datoritâ condițiilor anatomice, conformarea unui prag drept în maniera clasicâ sau a unui chanfrein presupun sacrificii prea mari de substanță dentară. In aceste cazuri, bizoul pragului va fi situat subgingival.

Limitele preparațiilor vor fi situate m general juxtagingival sau uşor subgingival. Preparațiile vor asigura o grosime de cel puțin 0,3-0,4 mm pentru infrastmctura din titan.

Amprentarea va urmări înregistrarea de precizie a reliefului câmpului protetic.In acest sens este recomandată evidențierea limitelor cervicale ale prepatațiilor prin utilizarea firelor de retracție, utilizarea de portamprente individuale şi de materiale de amprentă cât mai fidele, cum ar fi gumele polieterice şi polivinilsiloxanii. în situații excepționale poate fi practicată şi tehnica amprentării cu inel de cupru. **RPP** provizorii reprezintă un imperativ pentru zona frontală şi o necesitate pentru zona de sprijin.

Modelele de lucru vor fi realizate doar din materiale cu proprietăți mecanice corespunzătoare şi fidelitate ridicată, cum sunt **gipsurile de clasa a IV-a.** Atunci când se intenționează realizarea de restaurări protetice de amploare, este necesară înregistrarea riguroasă a raporturilor intermaxilare şi transferul lor pe un articulator adaptabil.

Realizarea tehnică m laborator a infrastructurilor din titan presupune respectarea riguroasă a tehnologiilor puse la dispoziție de producători odată cu instalațiile corespunzătoare. Obținerea pieselor protetice fixe din titan şi aliaje de titan face apel la tehnologii de topire/tumare, electroeroziune, frezare tridimensională asistată (CAD/CAM), sinterizare. Deocamdată, in laboratorul de tehnică dentară, topirea/tumarea este cel mai utilizat procedeu tehnologic datorită raportului favorabil calitate/preț, m ciuda unor dificultăți de prelucrare (medii de protecție pretențioase, lanțuri tehnologice relativ costisitoare, tehnici sensibile). 0 atenție deosebită se va acorda prelucrării pieselor tumate (sablare şi prelucrări mecanice) m vederea îndepărtării stratului de impurificare superficială **(a-case),** care are m general grosimi cuprinse între **40** şi **300|Lim.**

Placarea scheletelor din titan **cu materiale fizionomice** necesită curățirea minuțioasă a suprafețelor interesate, în acest sens fiind recomandată utilizarea unei solutii acide (HN03 - 35 %,HF-5%,apă60%).

Infrastructurile din titan permit condiționarea eficientă prin silanizare în vederea placării cu **RDC,** care ar trebui preferate ca materiale de placare în cazul **PPF** de mare întindere, datorită elasticității şi capacității de absorbție a şocurilor. Această problemă este m studiu şi face obiectul activității unui colectiv de cercetare din cadrul UMF „Victor Babeş" Timişoara.

Placarea cu mase ceramice face apel la materiale special destinate titanului, a căror caracteristică esențială este reprezentată de temperatura joasă de sinterizare (sub temperatura alotropă a titanului 882,5°C).

Titanul este indicat şi pentru realizarea suprastructurilor protetice pe implante din titan, din cel puțin două motive: apariția curenților galvanici între materialul implantului şi materialul suprastructurii este împiedicatâ; elasticitatea suprastructurilor din titan permite o solidarizare mai elastică a pilierilor, considerent cu atât mai important, cu cât întinderea punții este mai mare, şi mai cu seamă la mandibulă, care m cursul actului masticator suferă deformări elastice. **Protetica implantologică** reprezintă o secțiune aparte a proteticii tradiționale, caracterizându-se prin materiale şi tehnici aparte, datorită unor particularități legate în principal de absența ligamentelor parodontale la nivelul implantelor, cu transmiterea directâ a solicitârilor la nivelul osului. In aceste condiții, forțele recepționate de implante vor fi mai ridicate decât solicitările corespunzătoare dinților naturali (40). Astfel, suprasolicitările de diferite cauze la nivelul suprastructurii, se vor transmite direct osului, cu posibilitatea antrenării lizei acestuia (37) sau chiar a fracturii implantelor (38).

0 problemâ majorâ în realizarea suprastructurilor protetice pe implante este legatâ de **obținerea adaptării pasive („pasive fit")** care să prevină apariția oricăror solicitări la nivelul stâlpilor implantari atunci când suprastructura, respectiv mezostructura, este fixatâ m poziție . 0 astfel de precizie este însă greu de obținut. în acest sens utilizarea elementelor prefabricate din titan, a unor materiale extrem de fidele (gume polieterice la amprentare, gipsuri de clasa a IV-a la realiz^area modelelor, preparate corespunzâtor în vacuummalaxor) ca şi a unor procedee tehnologice altemative cum ar fi electroeroziunea, procedeele CAD/CAM şi sudura cu laser sunt salutare.

în ceea ce priveşte placarea componentelor metalice ale **PPF** pe implante se preferă **materialele compozite** şi **sistemele tip ceromer,** datorită unor avantaje legate de posibilitatea amortizării solicitârilor, asigurarea unei legături durabile titan-compozit, rezultatul fizionomic fiind mulțumitor.

Fixarea protezelor fixe din titan poate fi realizată atât prin intermediul şuruburilor (în cazul unora dintre suprastructurile protetice pe implante), dar şi cu ajutorul materialelor cunoscute (cimenturi zincfosfatice, polielectrolitice sau diacrilice).

20.2.2. VARIANTE TEHNOLOGICE ÎN REALIZAREA PROTEZELOR FIXE DIN TITAN ŞI ALIAJELE SALE

Realizarea pieselor protetice din titan face apel atât la elementul nealiat, cât şi la diferite aliaje de titan.

Ca la toate elementele de tranzit, şi în cazul titanului, noțiunea de „pur" este foarte relativă. Titanul pur conține diferiți constituenți dizolvați m rețeaua cristalinâ. Procentajul de greutate al acestora (în special azot, oxigen şi hidrogen) este neînsemnat, dar totuşi de mare importanță pentru proprietâțile mecanice. De aceea este mai corectâ utilizarea termenului de **titan nealiat** sau **titan „comercial pur", în loc de titan „pur".**

Rezistența scăzutâ la tracțiune, de 250-300 N/mm^2, la o limitâ de întindere de 100-200 N/mm^2 permite prelucrarea la rece a titanului pur, care este preferatâ, deoarece evitâ problemele legate de contaminarea materialului la temperaturi înalte. Proprietâțile mecanice depind în primul rând de impuritâțile pătrunse m material în cursul obținerii titanului spongios. Creşterea controlatâ a proporției acestor impurități augumentează duritatea titanului, aceasta reprezentând un test al purității sale.

Duritatea şi rezistența la tracțiune cresc direct proporțional cu procentul de azot şi oxigen din compoziția metalului, scâzând însă dilatarea şi rezilienta.

Utilizarea aliajelor de titan este justificatâ în anumite condiții de intenția ameliorării proprietâților mecanice ale pieselor protetice respective.

Vom prezenta pe scurt cele mai importante tipuri de aliaje.

Prin răcirea aliajelor Ti-Al (fig.20.5) se pot forma soluții solide a, p sau (a +?) m echilibru sau într-o formă de trecere între a şi P, putând apare chiar alte faze (în cazul unui procentaj crescut de Al). Prin adaosul a diferite elemente, temperatura de transformare a -> P poate fi ridicată sau scăzutâ. Elementele a stabilizante sunt Al, Sn, **In, Ga, Zr, Cu,** iar elementele P stabilizante sunt **Mo,** Nb, **Fe, Cr,** V. Câlirea unei soluții solide a la o temperaturâ ce depâşeşte zona a este urmată de aparitia m soluție a unor structuri poligonale. în momentul atingerii zonei P, structura P se va

transforma în structură a datorită temperaturii crescute de transformare. Când temperatura depâşete zona a-P, se formează a **izoterm** şi P **transformat.** Aliajele bogate în aluminiu formează m continuare alte faze.

Aliajele cu 5-12 % Al conţin pe lângâ faza a şi o a doua fază, **TisAl;** reţeaua acesteia fiind tot hexagonală, însâ cu o suprastructură ce dublează axa a. **TiaAl** potenţează acţiunea **Al** prin creşterea durităţii şi friabilităţii aliajului. La aliajele **TiAl6** şi **TiAl6V4** se îmbunâtăţeşte capacitatea de curgere la temperaturi înalte.

Prin alierea **Ti** cu elemente P stabilizante, reţeaua cubicâ centratâ intem poate fi pâstratâ şi la temperatura camerei. Având această structurâ, soluţiile solide P pot fi prelucrate uşor prin deformare, Rezistenţa de bază de circa 900 N/mrr^poate fi crescută prin călire pânâ la valori de

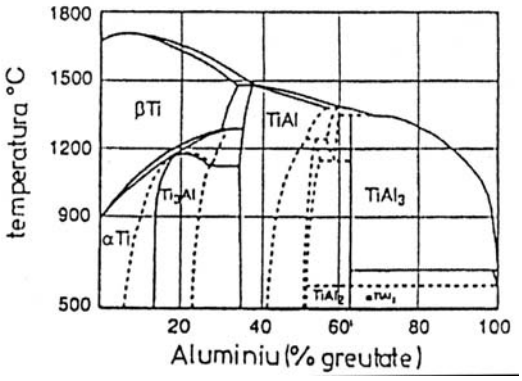


Fig. 20.5. Diagrama de fază a sistemului binar Ti-Al.

^

1300 N/mm . **Aliajele p sunt mai sensibile la aportul de energie decât cele a sau** (a+p). Exemple de **aliaje** p: **TiVisCraSns, TiAhJVuSiiTZr^**

Aliajele (a+P) au o rezistenţâ de bazâ de circa 1000 N/mm^2, care poate fi crescută prin călire pânâ la 1300 N/mm^2, la o rezistenţâ caloricâ medie şi de curgere până la circa 450°C. Reprezentantul cel mai important este TiAleV^, utilizat cu succes m tehnică de câteva decenii. **în ultimul timp, în implantologie se foloseşte un aliaj (fără vanadiu) TiAlsFei^.** Caracteristic acestei clase de aliaje este faptul că proprietăţile mecanice pot fi modificate în sensul dorit prin deformare şi/sau tratament termic în zona bifazicâ.

în acest sens au fost dezvoltate numeroase **aliaje de titan cu destinaţie specifîc stomatologică,** cum ar fi sistemele **Ti-Pd** promovate de un colectiv de cercetare de la Northwestem University din Chicago - **Ti-30Pd** şi **Ti-50Pd.** Rezistenţa la coroziune a acestor aliaje s-a dovedit a fi satisfâcâtoare, dar proprietăţile mecanice nu s-au ridicat la înâlţimea cerinţelor domeniului specifîc de activitate (49). Un dezavantaj important al alierii titanului se referă la alterarea tumabilităţii aliajului, atunci când elementele de adaos au o pondere importantâ (31). Luând în considerare aceste dificultâţiJaponezii au propus îmbunâtâţirea proprietăţilor mecanice ale titanului prin alierea cu elemente ca **0, C,** N. Apârând astfel sistemul Ti-0,5%N, cu proprietâţi mecanice ameliorate. Marele avantaj al acestor metode este reprezentat de posibilitatea efectuării de tratamente termice după tumarea pieselor protetice.

Utilizarea titanului şi aliajelor sale m stomatologie prezintă numeroase avantaje care au fost deja prezentate. în opoziţie cu aceste calităţi, **titanul este un material pretenţios, proprietăţile sale metalurgice incluzând o serie de dezavantaje, legate de reactivitatea chimicâ deosebită, vâscozitatea şi tensiunea superficială ridicată a materialului în stare topită.**

Primele piese din titan utilizate m stomatologie au fost implantele, ele fiind realizate în condiţii industriale, după protocoale de lucru foarte bine controlate apelând la acele prelucrări care alterează cel mai puţin omogenitatea şi calităţile intrinseci ale materialului (frezare, electroeroziune etc.). Alegerea acestor variante tehnologice este justificată de necesitateaa obţinerii unor piese cu calităţi deosebite, în vederea asigurării unor biocompatibilităţi cât mai ridicate.

în **laboratoarele de tehnică dentară,** condiţiile de calitate şi preţ reclamate de specificul domeniului de activitate impun utilizarea aproape exclusivă a procedeelor de topire/tumare la prelucrarea metalelor/aliajelor de uz dentar. Spre deosebire de procedeele industriale curente, tumarea aliajelor utilizate m tehnica dentară este o tumare de mare precizie, atât stmcturală, cât şi

dimensională a unor piese unice de dimensiuni mici şi cu forme adeseori complexe. Ele trebuie

să reziste, de cele mai multe ori, la solicitări importante raportat la secţiunea lor, fapt ce impune obţinerea unei calităţi de vârf, atât din punct de vedere macro-, cât şi microstmctural.

Volumul relativ redus al aliajului destinat tumării determină, de asemenea, o încălzire rapidă până la temperatura de topire, umplerea cvasiinstantanee a tipamlui, o răcire cu viteză relativ mare -chiar dacă tumarea se face în tipare preîncălzite - şi absenţa, de cele mai multe ori, a unor tratamente termice ulterioare, care să aducă eventuale corecturi stmcturii rezultate după tumare.

Tumarea de precizie prin tehnica cerii pierdute reprezintă încă procedeul de elecţie m elahorarea pieselor protetice dentare de geometrie variabilă (6,7,31,50).

Datorită temperaturii ridicate de topire şi a reactivităţii chimice la cald, titanul şi aliajele sale cu destinaţie medicală, ce impun un grad înalt de puritate, se elaborează în condiţii dificile.

Instalaţiile obişnuite din dotarea laboratoarelor de tehnică dentară sunt improprii topirii şi tumării titanului şi aliajelor sale, întrucât nu realizează încălziri la nivelul de 1750-1800°C şi, de cele mai multe ori , nu asigură un mediu protector suficient de pretenţios. Nu pot fi utilizate, de asemenea, nici creuzetele de topire obişnuite (care nu dispun de refractaritatea necesară sau intră în reactie chimică cu titanul) şi nici masele de ambalat curente, care nu sunt compatibile cu titanul **topit.**

în timp, s-au dezvoltat mai.multe direcţii de prelucrare a titanului şi aliajelor sale cu utilizare medicală:

1. Utilizarea tehnicilor tradiţionale de topire şi turnare pe instalaţii existente m laboratoare, a unor aliaje de titan cu punct de fuziune cât mai scăzut.

2. Construirea de cuptoare speciale de topire/turnare.

3. Promovarea de tehnologii alternative.

20.2.2.1. REALIZAREA PIESELOR PROTETICE DIN TITAN PRIN TEHNICI TRADIŢIONALE DE TOPIRE - TURNARE

Această direcţie, corespunzătoare cronologic anilor '80, a fost abandonată datorită impurităţii aliajelor obţmute, cât şi datorită restrângerii considerabile a gamelor de aliaje utilizate. Aliajele elaborate m acest mod conţin componenţi care coboară putemic temperatura de topire. Nu se putea elabora titanul comercial pur (nealiat), care prezintă cea mai bună biocompatibilitate. Suiît citate în literatura de specialitate rezultate obţinute m S.U.A., privind elaborarea m cuptoare obişnuite cu inducţie a unor aliaje **Ti-Cu-Ni. TiCu^Nis a fost elaborat în creuzet de grafit la 1500°C şi turnat folosind mase de ambalat cu liant fosfatic de uz curent.**

20.2.2.2. FOLOSIREA TEHNOLOGIILOR SPECIALE DE TOPIRE - TURNARE LA REALIZAREA PIESELOR PROTETICE DIN TITAN ŞI ALIAJE DE TITAN

Deşi prelucrarea la cald a titanului şi aliajelor sale se confnmtă cu anumite dificultăţi legate mai ales de reactivitatea chimică crescută a acestor materiale m stare topită , tehnologiile de topire-tumare sunt încă cele mai utilizate şi m acest domeniu datorită raportului favorabil calitate-preţ pe care îl oferă.

Datorită proprietăților deosebite ale titanului topirea-tumarea pieselor protetice din acest material presupune o tehnologie specială ale cărei particularități se răsfrâng în fiecare fază tehnologică.

Studii privind acuratețea marginală şi geometria capelor din titan obțmufe prin tumare au arătat că datorită tumabilității mai reduse a materialului şi m urma contracției la solidificare **apar mici discrepanțe marginale, mai ales în axul lung.** Această „fugă" a capei de pe bont va fi compensată prin **uşoara supraconturare a machetelor la nivel cervical** (0,5 mm). De altfel, nu se vor realiza sub nici o formă stmcturi cu o grosime mai redusă de 0,5 mm, întrucât curgerea topiturii este anevoioasă şi incertă în spații de dimensiuni mai reduse decât această valoare.. Se vor respecta de asemenea criteriile de rezistență mecanicâ a viitoarei construcții protetice, m vederea supradimensionării unor stmcturi, ştiut fiind faptul că modulul de elasticitate al titanului are valori mai reduse (de circa două ori mai redus decât cel corespunzător aliajelor Co-Cr, de exemplu).

în general, calitatea adaptării pieselor tumate din titan se situează între rezultatele obținute cu aliaje Pd-Ag-Au şi cele corespunzătoare aliajelor Ni-Cr. Alte aprecieri (22) consideră că acuratețea tumăturilor depinde fundamental de respectarea riguroasă a tehnologiei de realizare a tiparelor (raport corect pulbere-lichid, protocol corespunzător de încâlzire). Un studiujaponez efectuat cu mase de ambalat experimentale pe bază de CaO sau de A1203, a demonstrat că valoarea toleranțelor la adaptare poate fi dimmuată spre valori corespunzătoare tehnologiei tumării aliajelornobile.

După trei ani de experiențe în țara noastrâ, primele piese protetice dentare turnate au fost realizate în 1997 la Timişoara, m cadrul Disciplinei de Propedeuticâ şi Materiale Dentare a Facultății de Stomatologie din Timişoara. Acum când stăpânim tehnologia de topire-tumare putem afirma câ este necesar un sistem eficient de canale de tumare, care să asigure un acces rapid şi complet al topiturii m cavitatea tiparului. Obținerea acestui deziderat este foarte importantă, întrucât **răcirea titanului topit este foarte rapidă şi deseori brutalâ, datoritâ diferenței mari între temperatura topiturii (peste 1700°C) şi cea a tiparelor (sub 450°C).** Vâscozitatea şi tensiunea superficială a topiturii sunt ridicate, îngreunând şi mai mult curgerea acesteia. De aceea, arborizația de adducție a topiturii în cavitatea tipamlui va prezenta canale largi, care să ofere un drum cât mai scurt titanului fluid până m detaliile cavității tiparului (fig. 20.6.).

Se pot folosi atât sisteme devenite deja clasice la pregâtirea pentru ambalare (tehnica accesului direct la conul de tumare, metoda arcadei de alimentare, a împărțitorului m „T' sau inelar) adaptate tehnologiei de topire-tumare a titanului, cât şi tehnici speciale de pregătire pentru ambalare, preconizate de diferite fimie sau autori şi care de obicei sunt parte integrantă a tehnologiei puse la dispoziție de diferitii producători. (7)

Se vor utiliza doar mase de ambalat speciale, care trebuie să prezinte anumite caracteristici particulare:

- inerție chimică față de titanul topit:
- rezistență la şocuri termice (diferența ridicată între temperatura topiturii şi cea a tiparului a fost deia discutatâ);
- eXpansiime SUfîcientă, Care Să

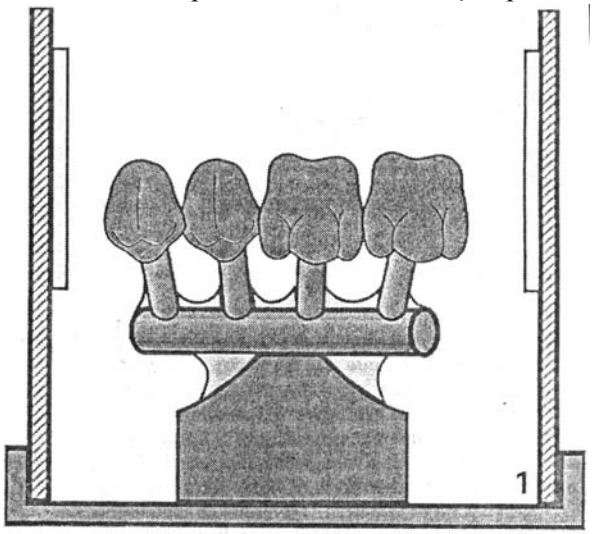


Fig.20.6. Pregătirea pentru ambalare a machetei unei PPF din patru elemente; de remarcat contigurația supradimensionată a arbonzatiei de adducție a topiturii (după tehnologia Orotig, Italia).

compenseze contracţia titanului la solidificare.

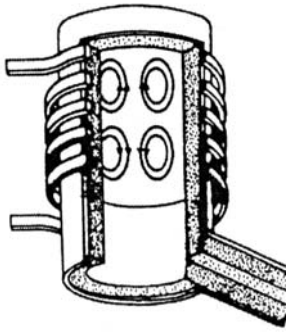


Fig.20.7,Principiul topirii prin încălzire inductivă în tehnica dentarâ; curenţii electrici de medie/înaltâ frecvenţâ de la nivelul bobinei determinâ apariţia unui câmp electromagnetic în interiorul creuzetului, care produce atât topirca, cât şi omogenizarea materialului (după tehnologia Linn, Germania).

Preîncâlzirea-încâlzirea se vor efectua doar în **cuptoare programabile,** care permit ^ respectarea cu stricteţe a protocoalelor indicate de producâtorii maselor de ambalat. Nerespectarea acestor indicaţii va avea efecte negative asupra proprietâţilor tumâturii şi asupra exactitâţii pieselor fmite.

La ora actualâ, topirea/turnarea titanului şi aliajelor sale de uz medical se realizează exclusiv în instalaţii de construcţie specialâ.

în prezent, pe plan mondial se comercializeazâ o serie de instalaţii pentru topirea/tumarea titanului şi aliajelor de titan în laboratoarele de tehnicâ dentarâ. Costul relativ ridicat al acestora m raport cu cele tradiţionale limitează deocamdatâ râspândirea pe scară largâ a acestor tehnologii. Aceste instalaţii trebuie să ofere anumite condiţii de lucru:

- încâlzire eficientâ a materialului (inducţie electromagneticâ - fig. 20.7., arc electric);

- condiţii de asigurare a purităţii prelucrârii (creuzete speciale - câptuşite cu grafit sau oxid de zirconm - sau realizate din cupru, râcit cu apâ, mediu de lucru protejat -vid, argon, heliu);

- forţâ importantâ de împingere a topiturii în tipar (centrifugare de mare vitezâ, eventual cu pomire catapultată, vacuum combinat cu presmne de gaz);

- caracteristici constructive care să asigure c prelucrare în parametri riguros cuantificabili.

La ora actualâ, majoritatea instalaţiilor ds topire/tumare a titanului cu destinaţie stomatologicî se încadrează m câteva **variante constructive:**

- topire cu arc electric (creuzet de Cu) ş tumare prin vacuum/presiune de argon ' sistemele Cyclarc - Morita, Japonia Rematitan -. Dentaurum, Germania Biotan - Schiitz Dental, Germania (fig.20.8.);

- topire inductivă (creuzete ceramia speciale) şi tumare centrifugalâ în plai orizontal (fig. 20.9.), m vid sau argoi (Linn Vacutherm Titan - Linn, Germania Titanplus - Seit Elettronica, Italia);

- topire inductivă şi centrîfugare în plai vertical;

- topire prin arc electric şi centrifugar verticală m vid saau gaz protecto

(Tycast 3000 - Jeneric Pentron, S.U.A.). Aceste instalaţii sunt puse la dispoziţie d producători împreună cu liniile tehnologic corespunzătoare (incluzând instmmente, dispozitive i;

materiale consumabile specifice fiecărei tehnologii î

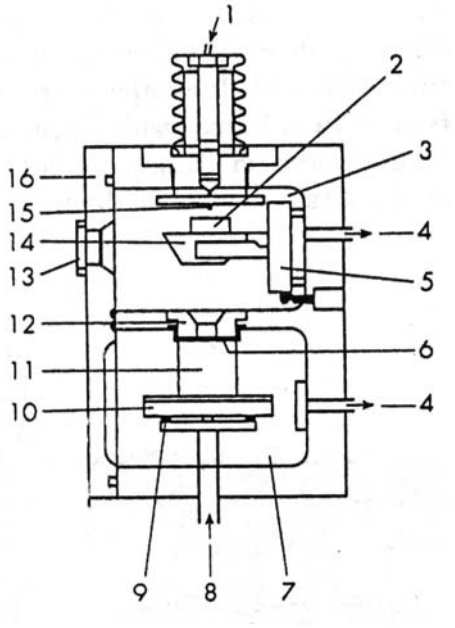


Fig.20.8. Instalaţie de topire/turnare a titanului în laboratorul de tehnică dentarâ cu topire prin arc electric şi turnare prin vacuum/presiune de argon: 1. Racord argon; 2. Titanul destinat topirii: 3, Incinta de topire; 4. Racorduri de evacuare a incintelor, 5. Suport pentru electrod; 6. Garniturâ de etanşare; 7. Incintâ de turnare; 8. Tija ascensorului pentru tipar; 9. Talerul tijei ascensorului; 10. Suport pentru tipar; 11. Tipar; 12. Con de turnare; 13. Fereastrâ de supraveghere; 14. Creuzet de topire; 15. Electrod de wolfram; 16. Uşă de acces la incintele instalaţiei

parte) a căror exploatare riguroasă reprezintă un imperativ în vederea obținerii de rezultate optime şi reproductibile.

20.2.2.3. TEHNOLOGII ALTERNATIVE ÎN PRELUCRAREA TITANULUI ŞI ALIAJELOR SALE CU DESTINAȚIE STOMATOLOGICĂ

Unele firme (Krupp, de exemplu) au încercat sâ evite problemele tehnice ale topirii/tumării titanului prin punerea la punct a unor tehnologii de prelucrare prin **electroeroziune,** altele (Nobelpharma, Procera) prin abordarea unor sisteme computerizate de **prelucrare tridimensională (tehnicile CAD/CAM).** Costurile unor astfel de instalații s-au dovedit însă foarte ridicate, iar tehnologiile relativ complicate şi nu întotdeauna suficient de fidele morfologic, nu au favorizat râspândirea acestora.

20.2.2.3.1. SISTEMELE CAD / CAM ÎN PRELUCRAREA TITANULUI

Tehnicile CAD/CAM, respectiv **C.F.A.O.** s-au limitat inițial la piese de dimensiuni reduse (1); mai nou se realizează subansamble care se solidarizează prin diferite tehnici.

Procedeele de prelucrare mecanică asistată de calculator prezintă un mare interes în tehnologia titanului datorită menținerii omogenității structurale şi calitâților mecanice inițiale ale materiei prime.

[1] i

Aceste metode recunosc mai multe etape tehnologice, după cum urmează

- achiziția datelor, de la nivelul modelului sau direct din cavitatea bucală a pacientului, prin tehnici mecanice sau optice;
- prelucrarea datelor;
- realizarea piesei cu morfologia dorită, prin frezare, completată sau nu de electroeroziune.

în cazul titanului, a treia etapâ se poate realiza atât prin frezare, cât şi prin electroeroziune (23,28,42).

20.2.2.3.2. PRELUCRAREA TITANULUI PRIN ELECTROEROZIUNE

Principiul de funcționare al acestui procedeu constâ în crearea, într-un mediu lichid favorabil , a unei serii continue de descărcâri electrice prin scântei între un electrod de o formă specificâ şi blocul care urmează a fi prelucrat. Prefabricatele utilizate reprezintă blocuri din titan forjate (cu structurâ şi proprietăți mecanice superioare). Practic, forma electrodului de atac determină forma finalâ a obiectului (fig. 20.10.). Electrozii de formă particularâ sunt obținuți fie prin prelucrare mecanicâ, fie prin galvanoplastie (23,28,32). Această metodâ recunoaşte două variante principale - **prelucrarea prin penetrare** (în cadrul căreia se folosesc electrozi de atac de forme specifice) şi **prelucrarea prin decupare cu ajutorul unui fir,** forma dorită fiind obținutâ fie prin deplasarea piesei de prelucrat, fie prin deplasarea firului-electrod. Procedeul electroeroziunii prin penetrare a fost comercializat de Krupp încă din 1989, fără însă a cunoaşte un real succes, mai ales datorită greutății echipamentelor necesare.

în paralel, s-au dezvoltat două procedee de prelucrare prin electroeroziune a intradosului coroanelor cu ajutoml electrozilor din grafit obținuți prin prelucrâri mecanice, m Scandinavia -sistemul Procera/Nobelpharma(36) şi m Japonia. Cele două metode presupun măsurarea (cuantificarea) formei ce trebuie obținută la nivelul modelului prin palpare mecanică (metoda scandinavă) sau prin laser (metodajaponeză). Această formâ este reprodusâ în negativ la nivelul electrozilor de lucru din grafit prin prelucrare mecanică cu comandă numerică. Fața exterioară a coroanelor este fie prefabricată şi se va adapta la necesitățile specifice, fie se prelucrează prin

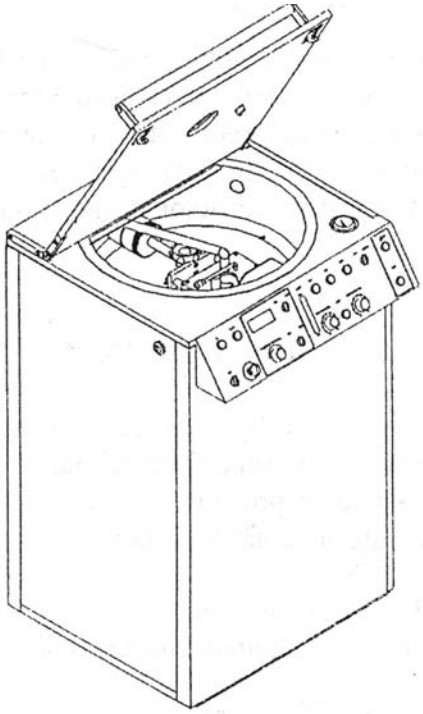


Fig. 20.9. Instalație de topire/turnare a titanului cu topire prin curenți electrici de medie frecvență şi turnare prin centrifugare orizontală în argon (Titanplus, Seit Elettronica - Italia).

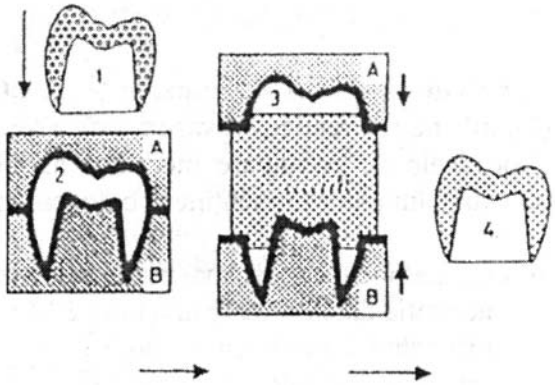


Fig. 20.10. Procedeul de prelucrare a metalelor prin electroeroziune - metoda penetrării: 1. Macheta de ceară;
2. Galvanoplastie; 3. Electroeroziune; 4. Coroana metalicâ;A şi B - electrozi de lucru

metode mecanice cu comandă numerică (CAD-CAM), fie de asemenea prin electroeroziune.

Sistemul de decupare cu fir prin electroeroziune a fost preconizat mai ales pentm prelucrarea ataşelor şi a unor sisteme speciale, permițând obținerea de piese de mare complexitate. Combinarea celor două variante ale tehnicii electroeroziunii permite obținerea de configurații care pot satisface cele mai pretențioase cerințe clinice, la o calitate deosebită a materialului.

Tehnica Procera presupune într-o primă etapă copierea tridimensională a reliefului câmpului protetic de la niveul modelulul (bontului sau bonturilor), urmată de obținerea prin prelucrări mecanice a electrozilor din grafit, care vor prefigura morfologia intradosului protezei unidentare respective.

20.2.2.3.3. SOLIDARIZAREA PRIN SUDURĂ A SUBANSAMBLELOR PROTETICE DIN TITAN

Sudura de subansamble protetice intrâ în discuție mai ales în cazul obținerii acestora prin tehnologii combinate de electroeroziune, respectiv **CAD/CAM** (1,21,33).

Suprastructurile protetice pe implante reclamă o adaptare foarte precisă la nivelul stâlpilor implantari, **aşa-numită adaptare pasivă („pasive fit"),** mai cu seamâ câ m absența ligamentelor periodontale, deficiențele de adaptare nu pot fi compensate. Oricum, m tehnica amprentării se pot strecura unele erori greu de evitat (2,20), de aceea este binevenită corectarea acestor imperfecțiuni prin resolidarizarea pieselor protetice secționate m prealabil.

Solidarizarea pieselor protetice din titan prin sudură este o altemavă avantajoasă, datorită conductivității termice reduse a titanului (de circa 13,5 ori mai redusă decât a aurului), care asigură păstrarea eficientă a energiei termice m locul destinat sudurii. în aceste condiții, deşi căldura specifică a titanului (0,523 J/gK) este de circa patru ori mai ridicată decât a aurului, de aproape două ori mai mare decât a paladiului şi cu aproximativ 25 % mai sporită decât a cobaltului, **solidarizarea prin sudură a pieselor din titan este de circa 10 ori mai avantajoasă decât în cazul unor piese corespunzătoare din aur, respectiv de aproximativ 3 ori mai profîtabilă, decât m cazul folosirii alia/elor de Co-Cr.** Aşadar la realizarea **PPF** de mare întindere se preferă confecționarea acestora din elemente separate şi apoi solidarizarea lor prin sudare sau lipire.

Tehnicile convenționale de sudură utilizate m specialitate nu se pot aplica şi în cazul titanului, datorită stratului de dioxid de titan care acoperă suprafața acestui material şi a reactivității chimice crescute (53,26). în aceste condiții, **sudura titanului se poate realiza prin intermediul laserului sau cu ajutorul plasmei (41).** în ambele cazuri, **mediile de lucru vor n protejate** (argon, heliu).

20.2.2.3.3.1. SUDURA CU LASER

Dintre cele două metode, sudura cu îaser pare a fi cea mai potrivită, deoarece se caracterizează prin mai multă acuratețe şi o afectare mai redusă a joncțiunii, comparativ cu metoda sudurii cu plasmă (41).

Culoarea gri a titanului favorizează absorbția de energie luminoasâ, m opoziție cu culorile mai deschise ale altor aliaje dentare, care le conferâ acestora un comportament mai reflectorizant (57). Datorită conductivității termice foarte reduse a titanului este posibilă solidarizarea prin sudură cu laser a două elemente metalo-ceramice adiacente, fară afectarea placajului ceramic (57).

Cu toate acestea, **tehnologia sudurii cu laser prezintă anumite aspecte sensibile, procesul de sudură putând influența semnificativ proprietățile fizice ale piesei finite.** Zonele de sudură cu laser sunt frecvent mai fragile decât metalul în sine, cu o durabilitate şi o ductilitate mai redusă (5,41). Rezultatele optime nu pot fi obținute decât în conditiile utilizării celor mai potriviți parametri m ceea ce priveşte energia şi durata impulsurilor laser (46);

numai m aceste condiții, proprietățile mecanice ale îmbinărilor sudate cu laser sunt comparabile cu proprietățile originale ale materialului.

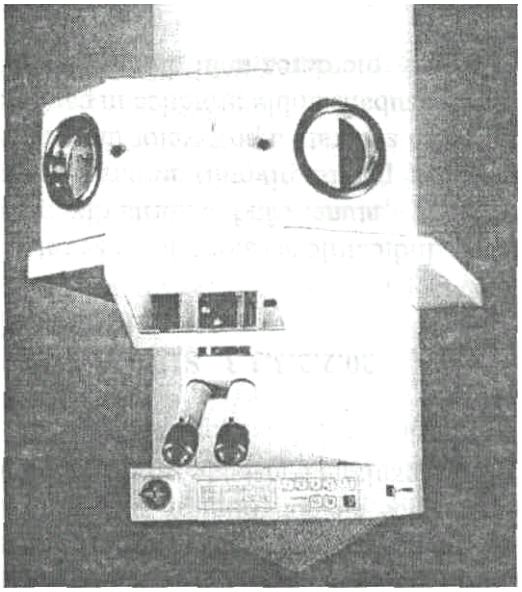


Fig. 20.11. instalație pentru sudura cu laser în tehnica dentară - Alpha ALS 25 (Girrbach).

Sudura cu laser presupune utilizarea de instalații special destinate acestui scop, cu puteri de 20-50 gW, prevăzute cu incinte de lucru izolate corespunzător, operațiunile executându-se în medii protejate de Ar şi sub control vizual de mare precizie, grație stereomicroscoapelor cu care aceste aparate sunt dotate (fig. 20.11.). Instalațiile destinate sudurii cu laser mai pot fi utilizate cu succes şi la executarea de reparații la nivelul infrastmcturilor din titan tumate ca şi la echilibrarea tensiunilor din interiorul pieselor tumate dintr-o bucatâ.

Deşi fascinante, tehnologiile de sudură cu laser aplicate în stomatologie, prezintâ încă unele neajunsuri, legate de posibilitatea apariției de deformâri, distorsiuni, microfisuri, posibil datorate relativei violențe a procedeului şi dificultății în stabilirea parametrilor optimi de lucru. Nu în ultimul rând, prețul de cost al instalațiilor limitează de multe ori extinderea pe scară largă a acestor tehnologii.

20.2.2.3.3.2. SUDURA CU PLASMĂ (ARC ELECTRIC)

Sudura cu plasmă prin tehnologia **TIG** (tungsten intert gas) presupune inducerea înti'e electrodul refractar de tungsten şi piesele destinate solidarizării a unui arc electric. Mediul de lucru va fi protejat, cel mai frecvent cu argon m cazul sistemelor deschise şi heliu în cazul incmtelorînchise(15). ,^u iiî^im'wn

Incorporarea de oxigen constatată în sudură este consecința captării acestuia de către sârma de sudură din piesele supuse sudurii şi din conținutul de oxigen rezidual din atmosfera de argon. Incorporarea de oxigen determină alterarea proprietăților titanului m sensul creşterii rezistenței la tracțiune şi reducerii elongației (4,29,34).

De-a lungul încălzirii titanului apar modificări m compoziția şi dimensiunea cristalelor (14). Modificările structurale la nivelul zonei sudate, cu creşterea dimensiunii cristalitelor, contraindicâ utilizarea acestei tehnologii la sudura pieselor din titan de dimensiuni reduse. Sudura cu arc electric a titanului şi aliajelor sale m atmosferă controlată de argon se prezintâ ca o tehnologie eficientă în construcția pieselor protetice. Sunt însă necesare cercetări suplimentare în ceea ce priveşte rezistența la oboseală, tratamentele termice, acuratețea adaptării, caracteristicile metalurgice ale joncțiunilor sudate, în vederea stabilirii parametrilor de lucru optimi, care să asigure rezultate constante şi reproductibile (51).

20.2.2.3.3.3. SUDURA INTRAORALĂ DE SUBANSAMBLE PROTETICE DIN TITAN

Indicațiile acestor tehnici se referă la variate situații clinice, după cum urmează (16):

- atunci când, datorită divergenței axelor de implantare ale dinților stâlpi, bonturile sau lăcaşurile pentru pivoturi intraradiculare nu pot fi paralelizate corespunzător, fiind necesară realizarea separată a protezelor unidentare, respectiv a DCR-urilor şi ulterior solidarizarea lor cu celelalte subansamble protetice m cavitatea bucală;
- pierderea unui dinte stâlp al unei proteze fixe, urmată de reoptimizarea construcției protetice;
- fractura constmcțiilor protetice fixe;
- sudura unei bare la stâlpii implantelor.

Temperatura ridicatâ atinsă la nivelul zonei de sudură nu este dăunatoare țesuturilor înconjurătoare, datorită conductibilității termice reduse a titanului de 17-22 W/mK. (19).

Riscurile majore legate de generarea unor temperaturi ridicate la nivelul cavității bucale sunt legate de posibilitatea afectării dinților vitali. Este ştiut faptul că pulpa dentară are o capacitate limitată de reparație şi regenerare. De aceea aceste procedee se vor aplica cu prudență atunci când în vecinătatea viitoarei asamblări sudate se găsesc dinți vitali.

Studiile efectutate asupra transmiterii insultelor termice la nivelul dinților vitali consecutiv procedeelor de sudură intraorală au arătat ca temperaturile generate la 1 mm de zona sudurii s-au disipat rapid, ajungând la nivele ce nu prezintă pericol pentru vitalitatea dintelui, datorită stratului izolator de smalț şi dentină.

Operațiunile de sudare intraorală se execută cu instalații special destinate acestui scop, care funcționează de regulă cu încălzire prin arc electric indirect.

20.2.2.3.4. LIPIREA CU LOTURI

Lipirea cu loturi a subansamblelor protetice reprezintâ cea mai veche metodă de solidarizare utilizată m tehnica dentară.

Loturile destinate lipirii pieselor din titan conțin elemente ca Ag, **Pd, Cu.** Ținând seama de încălzirea de durată a pieselor protetice ce urmează a fi lipite, trebuie luat m calcul pericolul impurificării pieselor.

0 altemativă origmală m lipirea cu loturi, dezvoltată m Japonia de firmele Morita şi Kobelco - Selec, este reprezentatâ de **utilizarea radiației infraroşii ca sursă de căldură.** Instalația Morita dispune de o incintă de sudură sub un clopot de cuarț, prevăzut cu un suport cu pense pentru poziționarea pieselor de solidarizat şi menținerea lor m poziție corectă pe parcursul procesului de sudură. Incinta poate fi vidată şi inundată ulterior în argon. Zona de sudurâ trebuie poziționată într-un punct precis din spațiu, corespunzător unuia dintre focarele elipsoidei. La nivelul celuilalt focar, situat dedesubtul incintei se găseşte un bec de halogen cu o putere de 1000 W. Toată lumina emisâ de sursa de halogen este concentrată cu ajutorul unei oglinzi elipsoidale aurite la nivelul celuilalt focar. în acest fel se obține o temperaturâ de circa 1350°C la nivelul zonei de lucru, puterea putând fi reglată de un potențiometru. **Solidarizarea pieselor din titan** se poate realiza **fie cu loturi pe bazâ de titan** (Ti-70%, Pd-20%, Cu-10%), **fie cu loturi pe bazâ de metale nobile.** Una dintre dificultățile procedeului constă m necesitatea preasamblării pieselor, care se execută m general cu sudură prin puncte. Sistemul este aplicabil atât pentru titan *şi* aliaje de titan, cât şi pentru alte aliaje dentare.

20.2.2.3.5. IMBINAREA PIESELOR PROTETICE DIN TITAN PRIN TEHNICI ADEZIVE

Utilizarea tehnicilor adezive la solidarizarea subansamblelor protetice din titan reprezintă o iltemativă interesantă. în acest sens, s-au propus (firma Espe, Germania) tehnici de condiționare şi îrotocoale specifice de lucru, după cum urmează:

- sablarea cu Rocatec Pre (A1203, 110 *^m);*

- „sablarea" cu particule de o compoziție specială (Rocatec Plus), care determină o ;eramizare a suprafeței metalice;

- silanizarea cu Rocatec Sil, monocomponent;

- lipirea cu răşină compozită Nimetic Grip;

- menținerea îmbinărilor la 37°C timp de 12 ore.

Utilizarea silanizării ca medodâ de condiționare este benefică întmcât rezistența îmbmârii adezive depăşeşte 30 N/mm^2, față de valoarile corespunzătoare condiționării prin sablare (sub 10 N/mm^2).

Utilizarea metodei Silicoater MD (Heraeus/Kulzer) permite de asemenea obținerea de rezultate bune m acest sens.

20.2.3. POSIBILITĂȚI DE PLACARE CU MATERIALE FIZIONOMICE

Infrastmcturile protetice din titan şi aliaje de titan pot fi placate cu polimeri după tehnicile uzuale. Pentru tehnica metalo-ceramicâ sunt necesare însă mase ceramice speciale cu proprietăți deosebite, special concepute în acest scop.

20.2.3.1. PLACAREA CU MASE PLASTICE

Placarea cu mase plastice face apel la tehnicile cunoscute pentm obținerea de macro- şi microretenții. De asemenea sunt recomandate agregările prin legâturi chimice, de tipul silanizării, silicatizării, oxidării etc.

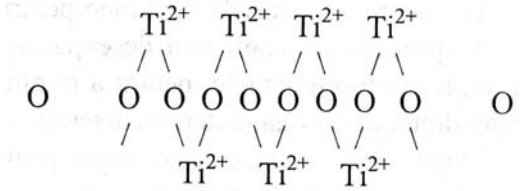
Considerâm că placarea cu **RA** cu polimerizare liniară apartine trecutului, în lumina numeroaselor dezavantaje pe care le prezintâ aceste materiale. De altfel este total nepotrivită combinarea unei tehnologii de vârf cum este cea a titanului, cu tehnologia de acum şase decenii a acrilatului. Este de neconceput utilizarea împreună a unui material biocompatibil cum este titanul şi a unui material cu o biocompatibilitate care lasă serios de dorit, cum este acrilatul. Din acest motive, m acest capitol ne vom referi exclusiv la **placarea infrastructurilor din titan cu materiale compozite,** ale căror avantaje sunt bine cunoscute: contracție redusă la polimerizare, dilatare termică şi absorbție de apă redusă, proprietăți mecanice îmbunâtățite, posibilitatea adeziunii fizico-chimice la scheletulul metalic, proprietăți fizionomice foarte bune, stabilitate cromatică ameliorată. Aceste materiale sunt m continuâ perfecționare, de la an la an ele apropiindu-se ca performanțe de calitățile țesuturilor dure dentare şi constituind din ce în ce mai mult o provocare pentru masele ceramice. Mai mult şi în acest domeniu au apărut materiale „exotice„ cum sunt **polisticlele** şi **ceromerii,** care sunt încă la începuturile exploatârii clinice şi umează să-şi dovedească m timp calitâțile preconizate.

Indicațiile compozitelor ca materiale de placare se referă la folosirea acestora mai ales m condițiile protezărilor hibride şi m geroprotetică, standardul estetic şi biomecanic fiind reprezentat încă de tehnica metalo-ceramică (desigur acest spectru de utilizări trebuie privit nuanțat în funcție de nivelul de dezvoltare al societății şi implicit de posibilitățile materiale ale pacienților).

Titanul ca element chimic prezintâ anumite caracteristici avantajoase pentru placarea cu materiale compozite. Astfel, cea mai stabilâ treaptă de oxidare a titanului este **Ti** , confonn configurației electronice (Ai^Sd^s^2. Combinațiile care conțin **Ti** la o treaptă de oxidare inferioară

sunt oxidate uşor la Ti^ de aer, apă şi alţi agenţi. Energia necesarâ eliberării celor patru electroni este atât de mare, încât nu există un ion Ti^ propriu-zis. Titanul se aseamănă în multe privinţe cu staniul, fapt explicabil prin valorile razelor ionice (Sn^{44}^ =^ 74 pm, $TÎ^{44'}$ = 69 pm). De aceea unii compuşi ai titanului sunt izomorfi cu cei ai staniului. Această proprietate presupune o creştere eficientâ a legăturii răşină-titan prin procedeul Sebond MKV.

lonul titanil (TiO^) nu există m soluţii sau în sămri cristalizate, având probabil următoarea stmctură:



Asemânarea cu structurile silicatice este evidentâ. Această izomorfie este răspunzătoare de legătura putemică dintre **RDC** şi scheletul metalic din titan, obţinută prin silicatizarea substratului metalic (Silicoater, Silicoater MD, Rocatec).

In obţinerea adeziunii fizico-chimice a materialelor compozite la infrastructurile dm titan există două direcţii principale:

1. realizarea unui strat superficial silicatic: procedeele Rocatec - Espe, respectiv Silikoater MD-Kulzer;

2. adoptarea aşa-numitelor tehnici de „lipire": sistemul Spectralink (Ivoclar), respectv Sebond (Schutz-Dental).

Elementul cheie al îmbinărilor adezive de acest tip îl reprezintă stratul de oxizi de pe suprafaţa metalică, strat care în cazul titanului prezintă proprietăţi mecanice şi chimice deosebite, aşa cum s-a arătat mai sus, creînd premisele unei bune adeziuni a materialelor compozite.

Valorificarea superioară a proprietăţilor de suprafaţă ale titanului nu este posibilă decât în condiţiile absenţei zonei de impurificare superficială (a-case) de la acest nivel. în acest sens utilizarea corectă a materialelor şi tehnologiilor de prelucrare (medii de lucru, creuzete, mase de ambalat, manopere de prelucrare, fmisare) joacă un rol primordial m asigurarea succesului, întrucât numai un strat de oxizi de calitate, format pe o suprafaţă curată, oferă calităţile adezive prezentate mai sus.

Aşa cum s-a mai arătat tehnicile modeme de placare cu materiale compozite presupun obţinerea unei adeziuni fizico-chimice între infrastmctura metalică şi materialul de placaj, deşi nu este exclusă combinarea acestui tip de retenţie cu retentia mecanică, sub rezerva afectării aspectului estetic final al reconsituirii, datorită volumului suplimentar ocupat de retentivităţile mecanice (perle, anse etc.).

20.2.3.2. PLACAREA CU MASE CERAMICE

Şi m cazul titanului, placarea cu mase ceramice reprezintă optimul fizionomic, motiv pentru care această tehnologie necesită o atenţie particulară.

De la început trebuie arătat că, dacă la placarea cu materiale compozite, se pot folosi produsele deja consacrate, care se utilizează cu succes şi la placarea scheletelor din alte materiale metalice, placarea titanului cu mase ceramice face apel la materiale special destinate acestui scop. Acest fapt este consecinţa proprietăţilor particulare ale materialului.

Se **ştie că titanul trece din faza a m faza P la temperatura de** 882,5°C. La această temperatură şi la temperaturi mai înalte are loc depunerea de oxigen şi azot cu creşterea greutăţii metalului şi fragilizarea acestuia. Transformarea de fază se mai însoţeşte de o creştere a volumului

cu circa 17 %. Toate aceste particularităţi influenţează negativ abilitatea titanului de a se placa cu mase ceramice la temperaturi mai mari decât valoarea alotropă de 882,5°C. Sunt necesare deci **mase ceramice speciale care să sinterizeze la temperaturi de** 720-800°C. Temperatura mai scăzută de sinterizare se obţine prin scăderea conţinutului de oxid de aluminiu şi creşterea procentajului de oxid de sodiu. In ciuda temperaturii scăzute de sinterizare, aceste mase ceramice ating nivele de rezistenţă şi stabilitate comparabile cu cele ale maselor ceramice pentru aliajele nobile şi nenobile.

De asemenea, masele ceramice pentru placarea infrastructurilor din titan şi aliaje de titan trebuie sâ prezinte un coeficient de expansiune termicâ de valori corespunzătoare, cu 30 % mai redus decât produsele uzuale, pentm a minimiza solicitările de întindere şi forfecare de la nivelul interfeţei dintre cele două materiale heterogene.

După 1985, au început să apară primele mase ceramice destinate placării scheletelor din titan, principalii producători implicaţi m această aventură fiind: Ohara, Ducera, DeTrey şi Vita, ale căror produse au fost ameliorate continuu în decursul timpului, astfel câ dificultăţile începuturilor (legate mai ales de aderiunea insuficientă şi aspectul fizionomic mai modest m raport cu standardele ceramicii în general) au fost m cea mai mare măsurâ depăşite. •

In realizarea infrastructurilor din titan care urmează a fi placate cu mase ceramice trebuie ţinut seama de câteva aspecte:

• în faza de model **bonturile for fi acoperite cu un strat de lac distanţator de 0,1-0,2 mm grosime,** în vederea asigurării unei adaptări pasive a scheletului metalic pe câmpul protetic;

• **grosimea machetei din ceară nu se va situa sub 0,5 mm,** în vederea asigurârii unei rigidităţi minime necesare viitorului schelet din titan; este recomandabil ca **grosimea machetei de ceară să fie de circa 0,7 mm,** ţinând seama că prin manoperele de prelucrare, finisare se mai pierde din grosimea materialului;

• **Legătura între componentele protezei fixe (elemente de agregare, intermediari) vor fi supradimensionate** tot dm raţiuni mecanice, având o grosime pe secţiune de circa 3 mm în toate sensurile;

• **un modelaj corect va avea în vedere conectarea elementelor RPF numai după contracţia cerii de la nivelul machetelor respective, m vederea minimizării tensiunilor inteme;**

• având m vedere conductibilitatea termică redusă atât a titanului, cât şi a materialului ceramic, **manoperele de laborator trebuie sâ ofere posibilitatea răcirii constante a celor două materiale;** m acest sens se recomandă conformarea m faza de machetă a unor proeminenţe de răcire, sub forma unor fortificaţii interdentare (asemănătoare unor incmstaţii), acestea funcţionând pe principiul radiatoarelor de răcire (55) (fig 20.12.);

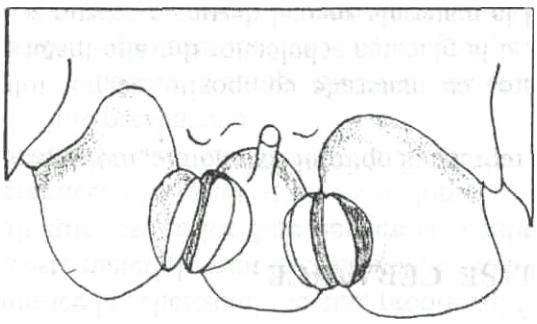


Fig.20.12. Macheta infrastructurii metalice a unei PPF metalo-ceramice cu schelet din titan, prevâzutâ cu proeminenţe de râcire.

• **tehnologia de topire/turnare va urmări obţinerea unei piese de calitate superioară** atât macro-, cât şi microstructural (exactitate tipo-dimensionalâ, absenţa defectelor de tumare şi a porozităţilor, impurificare superficială mmimâ);

• prelucrarea şi finisarea scheletului metalic trebuie să răspundă urmâtoarelor cerinţe:

- se vor utiliza freze cu lame tâietoare de atac radial şi eficienţă crescută (fig.20.13.), la viteze reduse (circa 15 000 rot./min.), cu presiune scăzută;

- frezele utilizate nu se vor folosi decât pentru titan;

- instmmentele diamantate şi pietrele abrazive nu sunt recomandate, întmcât au o acţiune impurificatoare asupra suprafeţei titanului;

- în timpul prelucrării cu instrumentarul rotativ se va acţiona întotdeauna într-o singură **direcţie;**

- frezele se vor curăţa periodic sub jet de vapori de apâ.

• sablarea se va efectua cu corund nobil (de unică utilizare), de 120-150 ^m la o presiune de 2 bar şi un unghi de circa 45° în raport cu piesa;

• după curăţirea suprafeţelor metalice prin sablare este necesar un timp de cel puţin 5 minute pentru pasivare, de calitatea acestui strat depinzând adeziunea ceramicii de placare;

• urmează degresarea şi curâţirea suprafeţei metalice cu ajutorul vaporilor de apă sub presiune; nu se vor utiliza acizi;

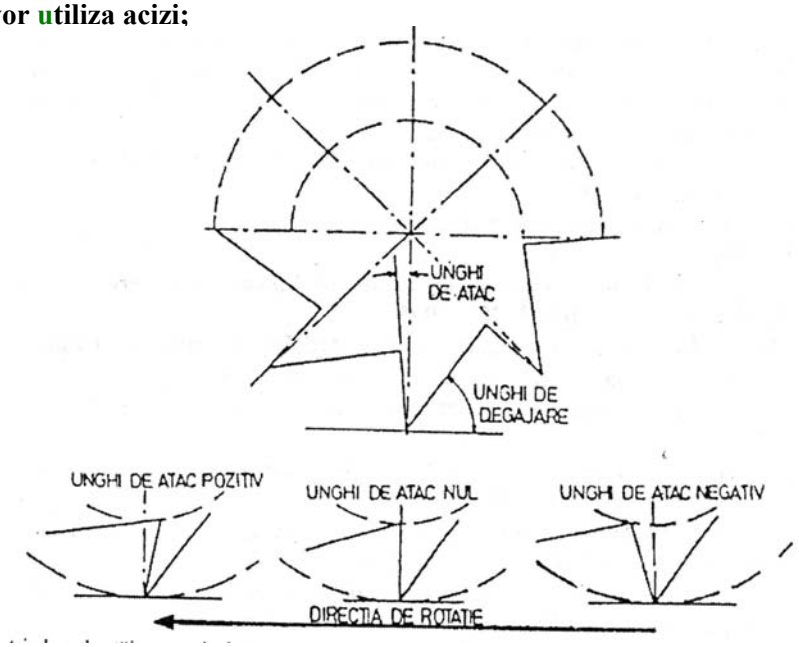


Fig. 20.13. Geometria lamelor tâietoare ale frezelor; unghiul de atac se formează între t'aţa anterioară a lamei tăietoare şi raza frezei; atacul se numeşte radial atunci când unghiul de atac este nul.

- aplicarea straturilor de adezivi şi mase ceramice se efectuează conform indicaţiilor stabilite de producâtorii de profil, de a căror respectare depinde calitatea fmală a reconstituirilor;

- m legătură cu protocoalele de lucru în depunerea şi arderea straturilor de masă ceramică, firma **Vita** (55) **face următoarele precizări:**

- nu este necesară ardere pentru oxidare;

- cuptoarele m care se arde ceramica destinată placării titanului nu se vor utiliza şi la placarea altor aliaje, prin a căror încălzire mcinta de lucru se poate impurifica;

- datorită conductivităţii termice reduse a titanului, respectiv a ceramicii de placare, **programele de ardere vor porni de la o temperatură de refermţă de 400°C;**

- toate arderile prîncipale şi arderile pentru corecturi se vor desfăşura m vacuum şi vor fi urmate de râciri lente;

- nu se vor executa manopere de condensare pe parcursul aplicării straturilor;

- finisarea face apel la instmmente diamantate, perii şi gume siliconice;

- glazurarea se efectuează sub vacuum;

- lustruirea presupune utilizarea periilor rotative din păr de capră ca şi a pufurilor de lânâ. Cine doreşte sâ toame **PPF** din titan trebuie să se înarmeze cu răbdare şi perseverenţă.

20.3. BIBLIOGRAFIE

1.' Anderssori M., Bergman B., Bessing C., Ericson G., Lundquist P., Nilson H. - Clinical resutts with titanium cro'wns fabricated \vith machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol.Scand., 47, p.279—286, 1989.*

2. Assif D., Fenton A., Zarb G., Schmitt A.- Comparative accuracy of implant impression procedw.es. *Int.J.Periodont Restorative Dent., 12, p.113-121, 1992.*

3. Attal J.P. Moulin P. Degrange M.- Le titane et ses alliages: une alternative aux alliages precieux et non-precieux actuels ? *Entretiens de Bichat. Odontologie et Stomatologie, p.77-84, 1992.*

4. Baeslak W.A. III - Selection and weldability of •conventional titamum alloys. In: ASM Handbook-Welding, Brazing and Soldenng, *Vol.6, Cleveland, American Society for Metals, p. 500-523, 1998.*

5. Berg E., Wagner W.C., Davik G., Dootz E.R.- Mechanical properties of laser-welded cast and -wrought titanium. *J.Prosthet.Dent, 74, p.250-257, 1995.*

6. Bessing C., Bergman M.- The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed.Dent.J, 16, p.109-113. 1992.*

7. Blackman R.— Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J.Prosth.Dent, 65,p.309-315, 1991.*

8. Boere G.— influence of fluoride on titanium in an acidic environment measured by polarization resislance technique. *J.Appl.Biomater., 6, p.283-288, 1995.*

9. Bratu D., Ciosescu Diana, Romînu M., Colojoară Carmen, Ardelean-Leretter M., Uram-Ţuculescu S.- Titanul în stomatologie, *Stomatologia, vol.XL, 1, p.10-24, Bucureşti, 1992.*

10. Burdairon G., Attal J.P., Moulin P, Cohen F.-Ze titane etses alliages enprothese. Perspectives. *Cah.Proth., 81, p.90-102,1993.*

11. Chapman R.J., Kirsch A.: Variations in occlusal forces \vith a resilient internal shock absorber. *Int.J.Oral Maxillofac. Implants, 5, p.369-374, 1990.*

12. Cohen F., Chemila M., Bourdairon G.— Proprietes corrosives des gels odontologiques fluores a l'egard dn titane. *C.R.Acad.Sci. Paris, 313 (II), p.501-508, 1991.*

13. Degorce T.- Actualite et perspectives du titane en odontologie. Proprietes et applications cliniques. *Inform.Dent, 24, p.2057-2064, 1994.*

14. Dieter G.E.~ Mechanical metallurgy. *4th ed., Philadelphia: McGraw Hill, p.52-60, 1988.*

15. Donachie M.J.- Titanium: a technical guide. *Metal Park: ASM International, p.276-284, 1984.*

16. Haney C.S., Meiers J.C.- In vitro study of intraoral welding procedures for pure titanium. *Quintess.International, Vol.27, 12, p.841-847, 1996.*

17. Holmes D.C., Grigsby W.R., Goel V.K., Keller J.C.— Comparison of stress transmission in the IMZ implant system with polyoxymethylene or titanium intramobile: a fimte element stress analysis. *Int.J.Oral Maxilofac. Implants, 7, p.450-458, 1992.*

18. Hosch A., Strietzel R.- Der Enfluss von organischen Sâuren aufdas Korrosionverhalten von Titan. *ZWR, 103;*

p.169-170, 1994.

19. îîmska A.R-Intraoral welding ofpure titanium. *Quintess.Int., 18, p.683-688, 1987.*

20. Humphries R.M., Yaman P., Bloem T.J.- The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int.J.Oral Maxillofac Implants, 5, p.331-336, 1990.*

21. Jemt T., Linden B.- Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int.J.Periodont.RestorativeDent., 12, p.177-184, 1992. 22^Klinger E., Boening K, Walter M.:* Titanguss-Formfullungsvermogen und Passgenauigkeit. ***DZZ,*** *46, p.743-745,1991.*

23. Korber E., Lindemann W.- Neue Technologien zur Herstellung von festsitzenden Zahner^atz. *Zahnârztl.Mitt., 77,p.2406, 1987.*

24. Kupper H., Spiekermann H.-Titan: Ein neuer Dentahverkstoff fur prothetische Restaurationene ? *Zahnârztl.Mitt, 82, p.56, 1992.*

25. Kurdyk B.-Le titane en prothese composite. *Cah.Proth., 93, 3, p.73-80, 1996.*

26. Lancaster J.F.- Metallurgy ofweldmg, *3rd ed.London: George Allen and Unwin Press, p.216-229, 1985.*

27. Lautenschlager E.P., Monaghan P.— Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int.Dent.J., 43, p.245, 1993.*

21. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE NEMETALICE (SISTEME INTEGRAL CERAMICE)

A scrie un capitol despre **sisteme integral ceramice** într-o carte românească, la început de mileniu trei, când metalo-ceramica la noi este încă un lux, credem că reprezintă un act de curaj. Având în vedere faptul că de mai mulți ani ne-am angajat pe drumuri **integral ceramice** (11), încercăm atât cât ne permite spațiul să prezentăm câteva procedee şi tehnologii de avangardă din acest domeniu.

Proprietățile **estetice** (translucență, transmiterea luminii) şi **biologice** (biocompatibilitate, stabilitate chimică) ale maselor ceramice fac ca ele să dețină o largă aplicabilitate m stomatologie. La ora actuală masele ceramice, folosite ca atare sau pe un substrat metalic, se regăsesc atât în **stomatologia restaurativâ** (restaurâri protetice), cât şi în **parodontologie** (implante de adiție), **chirurgia orală** (materiale de substituție osoasâ), **ortodonție** (brackets-uri) şi **implantologie** (implante endoosoase şi/sau materiale de adiție osoasă).

21.1. GENERALITATI

In capitolul de față ne vom referi doar la restaurările protetice integral ceramice **Prin restaurare integral ceramică se înțelege acel tip de restaurare protetică care se elaborează exclusiv din ceramică, iară o infrastructură metalică. Un sistem integral ceramic** (SIC) include totalitatea tehnicilor şi procedeelor clinice şi de laborator prin care se realizează restaurări integral ceramice.

In funcție de particularitățiie sistemului şi de masa ceramică folosită la realizarea restaurărilor protetice integral ceramice, acestea pot fi folosite m terapia **leziunilor coronare** sub formă de **inlay, onlay, fațete, coroane, DCR** sau a unor **breşe edentate reduse** sub formă de **restaurari protetice pluridentare.**

In cadrul **SIC** se utilizează mase ceramice speciale, diferite de cele folosite m tehnicile metalo-ceramice cu proprietăți mecanice îmbunătățite. Folosirea pe scară relativ largă a tehnicilor integral ceramice nu ar fi fost posibilă fară apariția unor mase ceramice preconizate de

către **McLean** şi **Huges** în 1965 (ceramica armată cu A^Os - 40%), precum şi ulterior prin punerea la punct a unor **mase ceramice moderne** cu rezistenţă mecanică crescută datorită conţinutului lor ridicat de oxizi (ex. A^Os, Zr02, MgAl204).

Tabelul21.l.

Principalele descoperiri realizate in domeniul ceramicii dentare

Anul	Imbunătăţiri aduse ceramicii dentare
1708	Tschirnhaus - primele încercări de obfinere a dintilor de portelan (fără rezultate semnificative)
1710	manufactura din Meissen - realizează porţelanul alb
1723	Pierre Fauchard - sugerează folosirea portelanului pentru confecţionarea protezelor dentare
1774	Alexis Ducheateau - realizează o proteză totală din porţelan
1791	Alexis Ducheateau şl Dubois de Chemat - confectionează dintl din portelan
1806-1808	Giuseppangelo Fonzi - arde ceramică pe o tijă de platină
1822	Ch. Wilson Peale şi S.S. White - dinti de ceramică pe cale industrială
1844	S.S. White Co. - primele produse stomatologice din ceramică
1880	Classius Richmond - prima coroană de substituţie
1887	Ch. Land - coroană jacket pe folie de platină
1889	Wilhelm Herbst - inlay din sticlă pulverizată
1940-1945	Gatzka - arde ceramică în vid
1958-1965	primele sisteme metalo-ceramice comerciale
1965	Mc Lean şi Hughes - ceramică aluminoasă (40% - alumnină)
1965-1971	Sandhaus - suruburile ceramice CBS
1976	Kischner - tij'e de transfixare din ceramică aluminoasă
1977	Schulte şi Heimke - implantul Frialit (Tubingen)
1984	Apare sistemul Dicor (ceramică sticloasă turnată)
1984	O'Brien - ceramică magnezică
1985	M. Sadoun - o nouă masă ceramică aluminoasă (85% - alumină)
1987	Mormann şi Brandestini - sistemul CAD/CAM CEREC
1990	Ivoclar-lansează sistemul IPS - Empress

Este demn de semnalat faptul că primele tentative de utilizare a ceramicii m stomatologie" <sec. XVIII) au fost reprezentate tot de restaurări integral ceramice (Wood 1882). Odată cu dezvoltarea (în jurul anilor '50) a **tehnicilor metalo-ceramice,** superioare din punct de vedere al rezistenţei mecanice m condiţiile procedeelor şi materialelor de atunci, **SIC** au fost întrebumţate mai puţin în practică. în ultimii ani odată cu **dezvoltarea maselor ceramice moderne** (ceramici armate, ceramică aluminoasă, pe bază de oxid de zirconiu, ceramică cu conţinut crescut de leucit etc.), **SIC** tind să se impună din nou atât m restaurarea leziunilor coronare (în special sub formă de proteze unidentare) cât şi m implantologie.

Restaurările integral ceramice pot fî realizate prin: :

• sinterizarea pulberii de ceramică pe model refractar sau pe matrice din platină (atunci când acestea se îndepărteazâ);

• prelucrarea mecanică a unor lingouri prefabricate din ceramică;

• prelucrarea m stare plastică a blocurilor de ceramică prin injectare (la temperaturâ scazută sau la temperatură înaltă) şi prin tumare;

• infiltrarea cu o sticlă a unei stmcturi poroase (de exemplu AlzOs).

Sistemele integral ceramice prezintă o serie de avantaje faţă de sistemele metalo-ceramice: **estetică mai bună, biocompatibilitate, conductibilitate termică mai redusă,** stabilitate chimică (vezi tabelul 21.2.).

în ultimii ani s-a pus accentul pe îmbunătăţirea parametrilor mecanici ai **SIC,** a efectelor fizionomice (seturi speciale pentru individualizarea restaurărilor), a închiderii marginale, a comportării m mediul bucal, cât şi a adeziunii la structurile dure dentare.

Pentru masele ceramice folosite fără infrastructură metalică este foarte important:

• sa prezinte **cât mai puține microfisuri, nu numai la suprafață** (ca şi în cazul determinării rezistenței la încovoiere) **ci şi în masa materialului,** fapt semnalat de Griffith încă dml928.

• sâ conțină cristale dispuse cât mai omogen pentru a împiedica propagarea fisurilor (ca de exemplu nodurile din lemn care împiedică propagarea fracturilor la încerecarea de despicare a unui buştean).

Tabelul21.2 _____Comparație între sistemele integral ceramice şi sistemele metalo-ceramice

Com	arație intre sistemele integral ceramice şi sistemele metalo-ceramice	
	Sisteme integral ceramice	Sisteme metalo-ceramice
estetică	++	+
pret de cost	++	+
biocompatibilitate	++	: + (mai redusă datorită componentei metalice)
conductibilitate termică	scăzută (în cazul ceramicii turnate este apropiată de cea a smalțului)	mai crescută (metalul fiind un slab izolator termic)
aspecte tehnologice	sunt excluse etapele necesare realizării componentei metalice. Tehnicile CAD-CAM presupun investiție tehnico-materială inițială mare.	necesită manulaitate, noțiuni de ocluzologie (nemaifiind posibile retuşurile ocluzale decât compromițând aspectul estetic), experiență, comportă mai multe faze (legate de realizarea scheletului metalic). Coeficienții de expansiune termică, diferiți ai celor două materiale, pot determina aparitia fisurilor în timpul depunerii straturilor, a arderilor succesive cât şi ulterior.
rezistență mecanică	mai scăzută decât la metalo-ceramică, fapt ce le contraindică în rezolvarea unor PPF mai mari de două elemente	bună, dar prezintă riscul fisurării fațetelor ceramice datorită coeficientului de elasticitate diferit între metal şi ceramică
indicații	fațete, inlay-uri, onlay-uri, coroane jacket, DCR-uri, PPF de amplitudine redusă, inclusiv punți adezive	proteze uni şi pluridentare
rezistență la încovoiere	bună	- scăzută - dacă se evaluează doar componenta fizionomică - bună - pentru restaurarea metalo-ceramică în ansamblu
rezistență la fractură	bună	- scăzută - dacă se evaluează doar componenta fizionomică - bună - pentru restaurarea metalo-ceramică în ansamblu

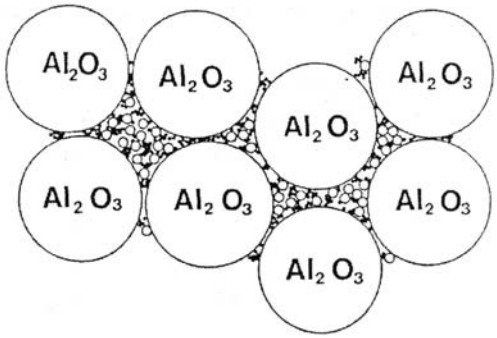
0 metodă de încorporare a unor astfel de **cristale-obstacole** m ceramică constă în crearea sau adaosul de particule cristaline care formează o legătură putemică cu matricea sticloasă. **Fracturile se propagă mai uşor în matricea sticloasă, dar se opresc sau deviază la întâlnirea particulelor cristaline.**

Cel mai simplu mod de a crea particule cristaline în matricea sticloasâ este generarea la temperatuă înaltă a unor nuclee de cristalizare. De exemplu cristalele de leucit (K20-Al203-4Si02) „cresc" din feldspat potasic - ortozâ (K20-Al203-6Si02).

Dacă materiale oxidice cu punct de topire ridicat şi rezistență crescută sunt măcinate fin şi amestecate în sticla topită, ca particule cristaline, numele materialului de armare este deobicei inclus în numele ceramicii (ex. ceramică armată cu A^Os sau ceramică aluminoasă).

0 altă metodă de creştere a rezistenței ceramicii se bazează pe compactarea cristalelor. De exemplu **Zr02** suferă o transformare de la o stmctură tetragonală la una monociclică în

timpul trecerii de la o temperatură înaltă la una scăzută. Prin încorporarea unor astfel de cristale (cu diametru mediu de 2 jLim) se diminuează în timpul realizării restaurării protetice (sinterizarea masei ceramice), apariția de microfisuri care mai târziu pot fi locul de inițiere al fracturilor. **Ceramicile cu o rezistență crescută permit o grosime mai redusă a materialului, deci şi un sacriHciu mai redus de țesuturi dure dentare** fără afectarea durabilității restaurărilor dentare. Unii autori (34, 36) afirmă că se poate obține combinația optimă între rezistență şi estetică printr-o dimensionare corespunzătoare a miezului opac (cu proporție scăzută de fază sticloasă, având deci o rezistență crescută şi o transluciditate scăzută) şi masele ceramice de placaj (cu o proporție mai mare de fază sticloasă, deci cu o transluciditate mai mare şi o rezistență mai scâzutâ).



21.2. RESTAURARI PROTETICE INTEGRAL CERAMICE

Astăzi, multe **SIC** reprezintă o altemativă pentru o serie de restaurări protetice metalo-ceramice. Din **SIC** se pot realiza: fațete vestibulare, incrustații, coroane parțiale, coroane de înveliş, proteze partiale fixe de amplitudine redusă, etc. Fiecare **SIC** este elaboratâ pe „rețete" proprii, are o anumită structură şi proprietăți. Drept urmare şi restaurările protetice realizate cu un anumit sistem se vor comporta din punct de vedere clinic diferit.

21.2.1. FATETE CERAMICE

Fațetele ceramice au fost introduse în practica stomatologică de **Charies Pincus** (fig. 21.2), la Hollywood m 1930 pentru a îmbunătăți sau adapta estetica dentară a actorilor la diferite situatii artistice impuse. Neexistând sisteme adezive el le-a atașat temporar pe dinți cu o pulbere adezivă asemănătoare celor utilizate pentru menținerea protezelor mobile. In 1970 **Frank Faunce** folosind principiile adeziunii enunțate de Buonocore şi Bowen prezintă o metodă de restaurare a leziunilor coronare ce utiliza fațete realizate dintr-o **RA.** Fațetele erau tratate cu acetat de etil (CHsCOOCzHs) şi clorură de metilen (CH^Cjb), iar apoi fixate. Metoda prezintă

numeroase dezavantaje legate de slaba rezistență a adeziunii, rezistența scăzută la uzură -şi acumularea de placă.

Căutând o alternativă la fațetele acrilice, Simonsen şi Calamia îmbunătățesc calitatea adeziunii lansând **dublul gravaj acid - dinte şi fațetă.** Odată cu dezvoltarea generațhlor de adezivi şi a **SIC** modeme, **fațetele ceramice au devenit o metodă terapeuticâ de rutină** în special la cazurile unde obținerea unei fizionomii optime reclamă sacrifîcii dentare doar de la nivelul feței vestibulare si partial pe fețele proximale.

Aşadar indicațhle fațetelor ceramice se regăsesc în toate situațiile clinice dominate de priorități estetice, ele fiind o altemativă viabilă pentru multe cazuri, care până nu demult se rezolvau doar prin coroane de înveliş. Scopurile pe care le urmăresc acest gen de restaurări protetice sunt obținerea unor **morfologii, texturi** şi **cromatici** cât mai naturale.

Indicații şi contraindicații

Indicații primare

- **Tulburări de formă** (şi parțial de volum)
- fracturi de unghiuri cu expunere minorâ de suprafețe dentinare;
- refacerea gabaritului dinților cu margini incizale reduse prin abrazie (dinți scurți);
- eroziuni generalizate (dar cu expuneri punctiforme de suprafețe dentinare)
- dinți conoizi;
- caninizarea unor premolari superiori;
- închideri de diasteme;
- refacerea ghidajelor anterior şi canin.
- **Anomalii uşoare de poziție**
- corecții uşoare a dinților rotați;
- infraocluzii;
- **Discromii moderate** .
- statusuri clinice posttraumatice **cu modificări** cromatice **post-necroze** pulpare;
- discromii la vârsta a treia;
- discromii medicamentoase tetraciclinice fară afectări importante ale stmcturilor amelare;
- **Indicații cumulate**
- statusuri postatraumatice;
- forme uşoare de anomalii genetice sau de dezvoltare, displazii (amelogeneză imperfectă, hipoplazii de smalț.

în cadml indicațiilor cumulate trebuie ținut cont de calitatea **„rezervei de smalț".** Aceasta este valabilă de exemplu m discromiile tetraciclinice şi m amelogenezele imperfecte unde **nu toate situațiile clinice se pretează la această tehnică** (deoarece prezența insulelor de dentină scade eficiența colajului). Aşadar este ideal ca lipirea fațetei să se facă doar m smalț fară descoperirea dentinei.

Indicațiile secundare se referă mai ales la utilizarea fațetelor ca țehmci secundare cand se urmăreşte obținerea unui provizorat de lungă durată:

- dinții devitali fracturați la tineri;
- discromii tetraciclinice majore;

tulburări accentuate de dezvoltare şi genetice cu manifestări la nivelul coroanelor dentare

. ***Tabelul213,***

Comparaţie între faţetele realizate prin tehnica indirectă din RDC şi ceramică.

	Faţete din ceramică	Fatete din RDC (tehnica indirectă)
Avantaje	Estetică foarte bună Stabilitate cromatică Rezistentă crescută la abrazie Suprafeţe netede	Estetică bună Mai ieftine Uşor de reparat Fragilitatea mai redusă
Dezavantaje	Maifragile Mai scumpe (implică dotare mai sofisticată) Dificil de reparat	Stabilitate cromatică mai redusă Rezistenţă la abrazie scăzută Suprafeţe mai rugoase
Indicaţii	*Indicaţii primare* Tulburări de formă şi volum Anomalii uşoare de poziţie Discromii moderate Indicaţii cumulate *Indicaţii secundare (provizorat de lungă durată)* Dinţi devitali fracturaţi la tineri Discromii tetraciclinice majore Tulburări accentuate de dezvoltare şi genetice cu manifestări la nivelul coroanelor dentare	*Indicaţii primare* Tulburări de formă şi volum Anomalii uşoare de poziţie Discromii moderate Indicaţii cumulate *Indicaţii secundare (provizoraî de lungă durată)* Dinţi devitali fracturaţi la tineri Discromii tetraciclinice majore Tulburări accentuate de dezvoltare şi genetice cu manifestări la nivelul coroanelor dentare
Contraindicaţii	Indice de carie crescut Igienă deficitară Obturaţii voluminoase Bruxism	Indice de carie crescut Igienă deficitară Obturaţii voluminoase Bruxism
Tehnici (exemple de sisteme)	*Aditive* Optec HSP, IPS Empress *Substractive* Cerec, Celay	Artglass, BelleGlass

21.2.2. INLAY-URI ŞI ONLAY-URI

Inlay-ul ceramic a precedat inlay-ul metalic, m mod aparent surprinzător. în 1837 John Murphy din Londra utiliza folia de platină pentru arderea unei pulberi de sticlă pe aceasta.
Ideea inserării unor incmstaţii (blocuri) ceramice prefabricate nu este nouă. Cilindri prefabricaţi din ceramică erau fixaţi prin cimentare m cavitâţi calibrate corespunzător, fiind cunoscută ca metoda lui Dall, care se mai folosea încă şi m 1920.
Wood m 1882 folosea blocuri decupate de dinţi prefabricaţi din porţelan pe care le adapta şi fixa în cavităţi. W. Herbst utiliza perle din sticlă de Veneţia, de diferite culori obţinute prin pulverizare. Prin 1890 au fost introduse pe piaţă pulberile de porţelan cu temperatură înaltă de sinterizare. Apariţia în 1904 a pigmenţilor minerali permite în sfârşit ceramicii atingerea unor performanţe estetice.

în ultimele două decenii atât materialele din care se confecţionează mcmstaţiile, cât şi tehnologia lor au suferit modificări importante. **RDC** şi masele integral ceramice au acaparat acest domeniu **„nobil"** al reconstituirilor coronare. Aproape un deceniu a avut loc o dispută acerbă între **„composite-inlay"** şi **incrustaţiile integral ceramice.** Ulterior (1990-1992), competiţia a fost câştigată detaşat de către **incrustaţiile integral ceramice. Composit-inlay-urile** au pierdut disputa datoritâ dehiscenţelor la interfaţa incrustatie/ciment diacrilic, a fisurilor şi fracturilor apărute m masa incmstaţiei (37,38).

Dehiscenţele de la interfaţa incmstaţie/ciment diacrilic sugerează că acest tip de legâtură nu este perfect stabilă, deoarece **legăturile coezive** (între molecule de acelaşi tip sunt mai slabe decât **legăturile.adezive** între molecule diferite (11).

Cu toate că incmstaţiile metalice realizate din aliaje nobile au trecut cu brio proba timpului, problemele de estetică a acestora au determinat orientarea spre alte soluţii. După insuccesele „composite inlay-urilor", **incrustaţiile integral ceramice** au câştigat teren datorită tehnicilor de dublu gravaj acid (ceramica cu **HF,** iar ţesuturile dure dentare cu I-îsPC^), a dezvoltării **CD** şi a adezivilor dentinari, care au schimbat complet concepţia agregării acestor proteze unidentare.

Incrustaţiile integral ceramice, cu precădere cele realizate prin tehnici substractive de genul **CAD/CAM** (Cerec) sau prin **frezare pur mecanică** (Celay) au continuat revoluţionarea acestui domeniu prin introducerea amprentei optice, designul restaurării asistat de calculator şi frezajul computerizat. .

In general o serie de particularităţi ce vizează prepararea cavitâţilor pentru incrustaţii îşi păstrează valabilitatea şi m cadrul incmstaţiilor integral ceramice (vezi capitolul 7.1.2.3.).

Indicaţii şi contraindicaţii

Inlay-urile şi onlay-urile sunt indicate ca altemativă de tratament la obturaţiile cu AA sau inlay-urile metalice, la pacienţi cu indice de carie redus, igienă bucală bună şi cu cerinţe estetice deosebite. Tehnologia lor necesitâ un timp mai îndelungat şi au un preţ de cost ridicat, astfel că asemenea celorlalte tipuri de restaurări indirecte sunt contraindicate la pacientii cu o igienă orală defectuoasă şi cu un indice de carie crescut. Datorită rezistenţei mecanice relativ reduse a ceramicii, incmstaţiile integral ceramice sunt contraindicate la pacienţi cu solicitări ocluzale excesive, mai ales cu hiperfuncţii musculare şi parafuncţii.

Principalul **avantaj** al inlay-urilor de ceramică este **aspectul fizionomic deosebit.** De asemenea separaţia marginală redusă m cazul utilizării **CD.**

21.2.3. DISPOZITIVE CORONO - RADICULARE

DCR-urile integral ceramice au apărut datoritâ dezavantajelor pe care le prezinta **DCR-urile metalice:** posibilitatea transparentei prin coroanele integral ceramice si **coroziunea intracanalară,** responsabile de multe fracturi radiculare. Astfel au fost concepute tehnologii care permit obţinerea de **DCR-uri integral ceramice** cu rezistenţâ apropiatâ sau comparabilâ (m cazul ceramicii cu continut crescut de Zr02) de cea a dispozitivelor metalice.

Indicații şi contraindicații

Indicațiile dispozitivelor integral ceramice se referâ la acele situații în care primează estetica - în cazul coroanelor integral ceramice când, datorită translucentei ceramicii nu este de preferat să sa folosească **DCR-uri.**

Tabelul21.4.

Tehnica	Faza cristalina	Tehnologia folosita	Observatii
In-Ceram Alumina, Zirconia	ceramica aluminoasa sau cu Zr02	infiltrarea barbotind'	tehnica foarte complicată, însă asigură o rezistență foarte bună restaurării finale
IPS Empress Cosmo	fosfat de litiu	injectarea ceramicii la temperatura înaltă	tehnica mai complicată, necesită dotare scumpă
'Celay	ceramica aluminoasă sau cu Zr02	frezarea prin copiere	tehnica relativ simplă, preț de cost redus, rezistență comparabilă cu In-Ceram

21.2.4. COROANE INTEGRAL CERAMICE

Odată cu diversificarea şi îmbunătățirea proprietâților mecanice, estetice şi biologice ale ceramicii dentare prin dezvoltarea maselor ceramice moderne, coroana de înveliş integral ceramică, sau jacketul ceramic a cunoscut o relansare, fiind considerată la ora actuală datorită proprietăților estetice deosebite, şi a biocompatibilitâții ca **alternativa cea mai nobilă pentru restaurarea unor** leziuni coronare nu doar m zona frontală. **De remarcat că termenul de coroană jacket ceramică era atribuit până nu demult doar coroanelor dm ceramică arse pe folie de platină.** Sfera jacket-ului ceramic s-a lârgit odată cu posibilitatea confecționării coroanelor prin sisteme integral ceramice.

Indicații şi contraindicații

Coroana integral ceramică se **indicâ** în situațiile când există cerințe estetice deosebite (dictate de profesie, statut social etc.), iar dinții prezintă leziuni extinse situate pe fețele proximale şi/sau vestibulare restaurate prin tehnici directe (ex. obturații cu **RDC).** Bonturile dentare trebuie să prezinte o rezistență suficientă pentru a asigura suportul viitoarei coroane, în caz contrar se preferă confecționarea unui **DCR**

Datorită rezistenței mecanice mai reduse a ceramicii, solicitările ocluzale trebuie sâ fie distribuite cât mai favorabil. Aceasta presupune în general o situare a contactelor într-o zonă m care ceramica este suportată de structurile dentare, cum ar fi de exemplu m treimea medie a feței orale a incisivilor superiori.

Contraindicațiile coroanelor integral ceramice se referă la situațiile când se poate aborda o soluție mai conservativă sau când solicitările ocluzale sunt defavorabile. Ele se realizează mai rar în **zona laterală,** unde forțele ocluzale crescute precum şi cerințele estetice mai reduse impun ca tratament de elecție **CMMC** sau **coroana turnată.** în **zona frontală** raporturile ocluzale defavorabile sau imposibilitatea realizării unui prag circular de minimum 1 mm indicâ de asemenea **CMMP** sau **CMMC** în detrimentul coroanelor integral ceramice.

Principalele **avantaje** ale coroanelor integral ceramice constau în estetica superioară, translucența apropiată de cea a structurilor dure dentare şi răspunsul tisular bun datorat biocompatibilității ceramicii şi lipsei scheletului metalic. **Lipsa subtratului metalic permite totodată şi realizarea unei preparații mai conservative pe fața vestibulară comparativ cu tehnica mixtă metalo-ceramică, în schimb implică o reducere semnifîcativă a fețelor proximale şi orală, m vederea asigurării unei grosimi uniforme a stratului de ceramică.**

Dintre **dezavantajele** unei coroane integral ceramice menționăm rezistența ei mecanică mai redusă datoritâ lipsei scheletului metalic. De asemenea în vederea realizării pragului circular este necesar un **sacrificiu important de țesuturi dure dentare** pe toate fețele. Aceasta datoritâ rezistenței mai reduse a ceramicii care necesită o grosime uniformâ la colet de mimmum 1 mm. Comparativ cu preparația pentm o **CMMC,** în special pe fețele proximale şi orale, coroana integral ceramică este o soluție terapeutică mai puțin conservativă, care pentru a putea fi realizată ?trebuie să îndeplinească cu rigurozitate regulile preparației.

Dificultăți mai pot fi întâmpinate şi în obținerea unei adaptări corecte a restaurării la 'preparație. Astfel de situații pot fi adeseori observate la un dinte cu o distrucție coronarâ extinsă sau m cazul când după ablația unei restaurâri protetice anterioare bontul restant nu permite realizarea unei preparații pentru o coroană integral ceramică. Situațiile amintite implică realizarea de preparații atipice care pot afecta negativ rezistența viitoarei restaurâri protetice.

Indicația coroanelor integral ceramice ca elemente de agregare pentru o restaurare protetică fixă **este limitată,** restrângându-se doar la edentațiile reduse (maxim un element intermediar) cu solicitări ocluzale minime. Această limitare se datorează rezistenței la încovoiere reduse a maselor ceramice, fapt ce impune realizarea unor conectori de grosimi considerabile, cu impact negativ asupra aspectului estetic final prin reducerea ambrazurii cervicale, fapt ce are repercursiuni şi asupra papilei interdentare cu posibile afectâri parodontale.

21.2.5. PROTEZE PARȚIALE FIXE PLURIDENTARE INTEGRAL CERAMICE

Despre **PPF** integral ceramice s-ar putea spune practic ca sunt ultimele sosite în rândul familiei mari a restaurârilor integral ceramice. Ele au putut apare datorită apariției maselor ceramice dentare noi cu conținut crescut de oxizi care au o rezistență mecanică crescută (ex. In-Ceram, IPS Empress). Acestea permit realizarea unor nuclee ceramice care ulterior vor fi placate cu mase ceramice feldspatice. Trebuie totuşi menționat că, pentru moment, reprezintă totuşi o tehnică cu o răspândire redusă fiind practic limitată de costul ridicat al instalațiilor ee permit realizarea restaurărilor şi de nivelul de specializare pe care îl necesită echipa medic-tehnician dentar.

Indicații:

- cerința crescută pentru estetică;
- breşe reduse m regiunea frontală. **Contraindicatii:**
- dinți tineri care datorită volumului camerei pulpare necesită devitalizare;
-- restaurări în zona laterală'

breşe care depăşesc un dinte cu exceptia zonei frontale mandibulare.

Tabelul21.i

Sistemele care permit obtinerea de restaurari protetice fixe pluridentare integral ceramice.

Tehnica	Faza cristalina	Tehnologia folosită	Observații
In-Ceram Zirconia	ceramică cu Zr02	infiltrarea barbotinei	tehnica foarte complicată, însă asigură o rezistență foarte bună restaurării finale
IPS Empress 11	bisilicat de litiu	injectarea ceramicii la temperatură înaltă	tehnica mai complicată, necesită dotare scumpă
Procera AIICeram	ceramică cu A1203	CAD / CAM	tehnica mai complicată, necesită dotare scumpă
Celay	ceramică cu Zr02	frezarea prin copiere	tehnica relativ simplă, preț de cost redus, rezistență comparabilă cu In-Ceram

21.3. SISTEME INTEGRAL CERAMICE PARTICULARITĂTI TEHNOLOGICE

Clasificare

Pentru a se evita confuziile, cât şi pentru folosirea unei nomenclaturi comune (deşi **SIC** reprezintâ încă un domeniu restrâns în stomatologie) s-au impus mai multe clasificări ale acestora. Cea mai uzitată le împarte în două clase în funcție de tehnologia folosită la realizarea restaurârii protetice:

A) Tehnici aditive

1. depunere de straturi succesive de ceramică (tehnica stratificării) Sisteme: **Optec HSP** (Jeneric/Pentron, SUA), **Vitadur** (Vita, Geramnia), **Duceram LFC** (Ducera, Germania)

2.turnare

Sisteme: **Cerapearl** (Kyocera Bioceram), **Dicor** (DeTrey/Dentsply, Germania/SUA),

3. inHltrare şi sinterizare Sistem: **InCeram** (Vita, Germania)

4. injectare (presare) la temperaturâ scăzută sau înaltâ Sisteme: **IPS Empress** (Ivoclar, Liechtenstein), **Cerestore** (Coors Biomedical, SUA), **Optec OPC** (Jeneric/Pentron, SUA), **Cerapress** (Schmidseder, Germania).

B) Tehnici substractive

1. strunjire (frezaj);

Sisteme: **Cerec** (Sirona, Cermania), **Celay** (Mikrona Technologie, Elveția),

2. electroeroziune.

Restaurările ce se pot realiza cu **SIC** sunt: **coroane de înveliş** atât în zona frontală, cât şi în zona de sprijin (jacket ceramic), **inlay-uri, fațete ceramice, proteze partiale fixe integral ceramice.**

21.3.1. SISTEME ADITIVE

Termenul de **sistem aditiv** cuprinde toate protezele care permit modelarea, elaborarea unor restaurări integral ceramice pomind de la un volum inițial mai mic pâna la atingerea la morfologiei fmalâ dorită.

In această categorie sunt reunite mai multe tipuri de sisteme:

- sisteme realizate prin depuneri de straturi succesive;
- sisteme realizate prin tumare;
- sisteme realizate prin infiltrare şi sinterizare;
- sisteme realizate prin presare.

21.3.1.1. TEHNICA DEPUNERII DE STRATURI SUCCESIVE

Depunerea şi sinterizarea ceramicii în straturi pe un suport (folie de platină, model refractar, nucleu ceramic) este procedeul care permite cel mai bun control asupra morfologiei şi aspectului final al restaurării, fiind m prezent larg utilizată în tehnologia protezelor dentare.

In cadrul **SIC** această tehnică este folosită pentm obținerea de restaurâri protetice unidentare (inlay, onlay, coroane de înveliş, fațete etc.). In acest caz depunerea ceramicii se poate face în două modalități:

- pe modele (bonturi) din mase refractare pe care ceramica se depune direct şi ulterior se sinterizează;

- pe folii din aliaje nobile (aur, platină) care se mulează pe bont şi peste care se va depune şi sinteriza m straturi masa ceramică. Aceste folii după finalizarea restaurării pot fi lâsate pe loc (în fond tot o tehnică metalo-ceramică) sau se pot îndepărta când restaurararea devine m fmal **integral ceramică.** De remarcat că şi coroana jacket clasică dm ceramică care se arde pe folie de platină poate fi încadrată în sistemele realizate prin depuneri de straturi succesive.

Tehnica depunerii de straturi ceramice succesive este folosită de următoarele sisteme: **Optec HSP** (Jeneric/Pentron), **Ceramco** (Dentsply), **Cerinate** (Den-Mat), **Vitadur** (Vita), **Allceram** (Degussa). în general toate comportă aproximativ aceleaşi etape clinico-tehnice. Pentru exemplificare prezentăm unul dintre cele mai cunoscute sisteme care se încadrează m acest gen de tehnologie. [1]

Optec HSP

Sistemul OPTEC HSP (Jeneric/Pentron, Wallingford - USA) utilizează o ceramica sinterizată fară nucleu, straturile succesive de masă ceramică fiind sinterizate pe un bont dintr-o

masă refractară. Masa ceramică este o ceramică sticloasâ în care sunt dispersate cristale de leucit. De remarcat faptul câ sistemul OPTEC a lansat pentru prima dată în cadrul **SIC** agregarea cu cimenturi adezive care presupun un dublu gravaj acid (smalț/dentină şi ceramică).

Pnncipalele sisteme intregral ceramice concepute p îentru tehnica depunern de stratun ceramice succesive.

Sistemul	Firma producatoare	Faza cristalină	Indicatii	Tehnologie
Ceramco	*Dentsply*	leucit	inlay, onlay, fațete	straturi succesive pe model refractar
Captek	*Precious Chemicals*	leucit	coroane	straturi succesive pe model refractar sau pe folie de aur
Cerinate	*Den-Mat*	leucit	inaiy, onlay, coroane, fatete	straturi succesive pe model refractar
VitadurAlpha	*Wâ*	feldspatica	inaly, onlay, coroane, fațete	straturi succesive pe model refractar sau pe , nucleu de ceramică aluminoasă sau feldspatică
Allceram	*Degussa*	feldspatica	inaly, onlay, coroane	straturi succesive pe model refractar sau pe nucleu ceramica aluminoasă (tehnica Procera Allceram)
Optec HSP	*Jeneric 1 Pentron*	leucit	inaly, onlay, coroane, fatete	straturi succesive pe model refractar

După amprentarea câmpului protetic modelul de lucru obținut se duplică din masă de ambalat care rezistâ la temperaturi foarte înalte şi pe care se ard straturi succesive de masă ceramicâ.

Cu Optec se pot confecționa restaurări protetice de tipul: **inlay, onlay, fațete** la cazuri care prezintă țesuturi dure dentare ce pot fi condiționate. **La ora actuală există rezerve față de indicația procedeului în confecționarea coroanelor de înveliş şi a protezelor parțiale fixe.**

21.3.1.2. TEHNICA ARDERII PRIN INFILTRARE

Infiltrarea unui substrat poros de oxid de aluminiu cu o sticlă şi sinterizarea sa consecutivă este un procedeu relativ nou introdus m stomatologie de **Michael Sadoun** (54). Autorul a conceput împreună cu firma **Vita** (Bad Săckingen, Germania) sistemul **In-Ceram,** singurul care poate fi încadrat m această categorie.

In-Ceram

Sistemul **In-Ceram** este considerat succesorul sistemului **Hi-Ceram.** Prmcipiul sistemului constă în realizarea într-o primă fază a unei cape ceramice cu conținut crescut de oxizi (A^O?, ZrOi) care se infiltrează ulterior cu o sticlă de aluminosilicat de lantan (LaAlzOsS^). Capa dm oxizi poate fi obținută prin mai multe procedee (vezi tabelul 21.7.). în a doua etapă se defmitivează forma restaurării prin depuneri de straturi succesive de ceramică clasică.

Introducerea de A^Os m compoziția maselor ceramice limitează propagarea fisurilor, iar infiltrarea cu sticla aluminosilicatică de lanthan reduce porozitatea nucleului. Dimensiunea relativ redusă a ionilor de Al^{34}^ determină o distanță interatomică redusâ cu forțe de legătură interatomice crescute şi un număr ridicat de legături pe unitatea de suprafață (34)

Tabelul21.7.

Diverse modalităţi prin care se pot obţine nuclee în cadrul sistemului In-Ceram

Sistemul care permite obţinerea nucleului ceramic	Materialul iniţial	Etapele din cadrul procesului tehnologic
In-Ceram	suspensia de oxizi (AbOs, MgAl204, Zr02)	1. depunerea suspensiei de oxizi (AlzOa, MgAhOA, Zr02) pe un bont refractar; 2. sinterizarea suspensiei în cuptorul INCERAMAT; 3. finisarea nucleului ceramic; 4. infiltrarea nucleului ceramic cu sticla de aluminosilicat de lantan. placarea cu ceramica de placaj
Celay şi In-Ceram	Vita In-Ceram Alumina, Spinell şi Zirconia Celay Blokcs	1. realizarea machetei din răşină pe model; 2. copierea în blocul ceramic a nucleului ceramic; 3. sectionarea tijelor şi finisarea nucleului ceramic; 4. infiltrarea nucleului ceramic cu sticla de aluminosilicat de lantan. placarea cu ceramica de placaj
Cerec şi In-Ceram	Vita In-Ceram Alumina şi Spinell Cerec Blokcs	1. amprenta optică a câmpului protetic; 2. design-ul nucleului ceramic pe monitorul instalatiei Cerec; 3. frezarea nucleului din blocurile ceramice; 4. infiltrarea nucleului ceramic cu sticla de aluminosilicat de lantan placarea cu ceramica de placaj

Până în prezent se cunosc mai multe variante ale sistemului **In-Ceram:**

- In-Ceram Alumina - foloseşte pentru realizarea nucleului o ceramică cu conţinut crescut de A^Os (85%). Nucleul din oxid de aluminiu poate fi folosit pentru **coroane de înveliş** (atât în zona frontală cât şi m cea laterală), **inlay-uri, onlay-uri** şi pentru proteze partiale fixe reduse cu două elemente de agregare şi un intermediar (breşă unidentarâ) în zona frontalâ.

- In-Ceram Spinell - diferă de **In-Ceram Alumina** prin adăugarea m compoziţia masei ceramice a unei cantităţi de MgAlzC^ (spinel*). Acesta permite obţinerea de restaurâri cu aspect estetic mai bun, însă cu o rezistenţă mecanică mai scâzută decât cele realizate cu **In-Ceram Alumina.** Proprietăţile fizionomice bune se obţin cu nucleele (capele) din Spinell, mai ales la realizarea coroanelor integral ceramice din zona frontală.

- In-Ceram Zirconia - constă m înglobarea în matricea nucleului (capei) a 30% oxid de zirconiu şi 70% oxid de aluminiu, cu scopul îmbunătăţirii parametrilor mecanici ai restaurării. Conţinutul de oxid de zirconiu al nucleului (capei) induce o anumită opacitate acestuia. De aceea **nucleele** din **In-Ceram Zirconia** au o serie de limite pentru restaurârile protetice unde predomină cerinţele estetice majore. Rezistenţa mecanică crescută consecutiv utilizării oxidului de zirconiu, indică această ceramică în special la unele nuclee ale protezelor partiale fixe reduse din zona de sprijin. în ultimii ani a fost testată posibilitatea realizării **restaurarilor adezive din In-Ceram Zirconia** m zona frontală la breşe unidentare.

Cele 3 tehnici menţionate (Alumina, Spinell şi Zirconia) folosesc ceramici **cu o** compoziţie diferită, însă prezintă aceleaşi etape tehnologice.

Proprietăţile mecanice, biologice şi estetice ale materialelor utilizate în sistemul In-Ceram au făcut ca la ora actuală sâ fie cel mai apreciat sistem integral ceramic.

Etape clinico tehnice:

Pe un model duplicat realizat dintr-un gips poros special conceput pentm sistemul In-Ceram se depune o suspensie de AliOs (barbotină sau SLIP') omogenizată în prealabil m vid

---

* spinel, spineli - minereu de magneziu cristalizat în sistem cubic, divers colorat, cu luciu sticlos şi duritate mare. El se prezintâ în diferite varietăţi, dintre care unele sunt folosite drept pietre semipreţioase. ;

t SLIP (în englezâ prescurtarea de la S - suspension, L - liquid, 1 - insoluble, P - particles) - suspensie

şi apoi cu ultrasunete în aparatul **VitaSonic II.**

Depunerea suspensiei de **AliOa** se face cu pensula, în mod continuu pentru a preveni pierderea apei din cadrul acesteia şi a o menţine cât mai omogenă. Apa din suspensie este absorbită prin capilaritate de gipsul poros asigurându-se astfel un grad crescut de compactare a particulelor de oxid. Suspensia se depune în uşor exces după care se reduce cu un scalpel la forma dorită. în această etapă structura obţinută este foarte fragilâ (rezistenţa la încovoiere este de aproximativ 18 MPa) fiind necesară o manipulare atentă pentru a nu apare fisuri.

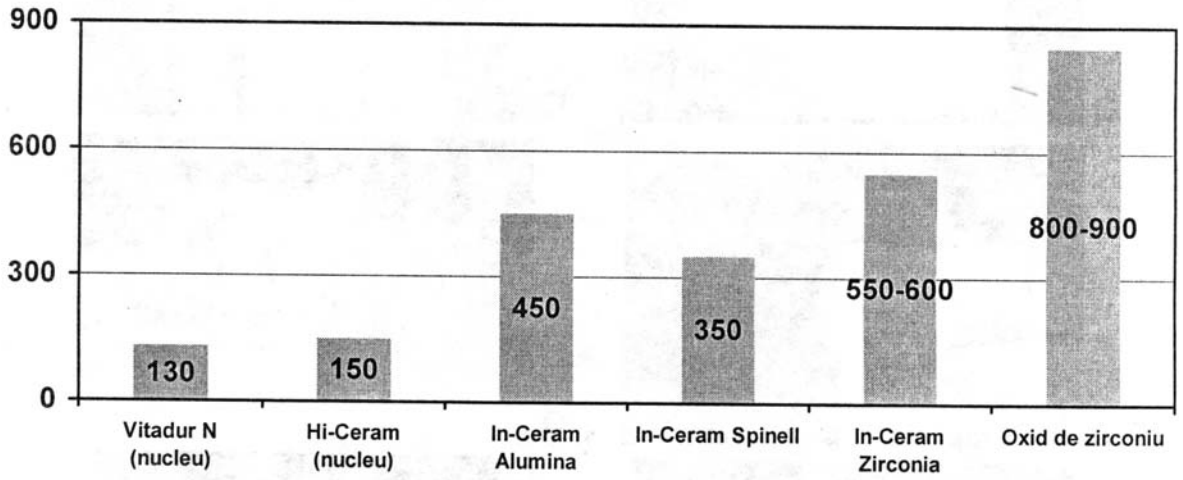


Fig. 21.3. Rezistenţa la încovoiere a maselor ceramice produse de firma Vita pentru tehnici integral ceramice.

Nucleul de alumină împreună cu modelul este introdus în cuptoml INCERAMAT şi sinterizat la **1120°C timp de 2 ore** pentru a se elimina apa şi a fuziona particulele de alumină. După o **uscare de 30 minute,** acest **nucleu** (infrastructură) este **încălzit până la 120^{0}C m decurs de 6 ore.** Timpul de încălzire crescut este necesar pentru a se evita apariţia fisurilor datorate coeficienţilor diferiţi de dilatare termică ai gipsului şi a oxidului de aluminiu care pot induce tensiuni în masa nucleului. **La 120°C modelul de gips se contractă sufficient pentru a se evita pericolul fracturării în decursul următoarei etape de încălzire rapidă până la 1120°C.**

In timpul sinterizârii apare o uşoară contracţie a aluminei, de aproximativ 0,2 % care practic poate fi neglijată. 0 contracţie mult mai importantă se obţine în cazul gipsului, permiţându-se astfel detaşarea structurii sinterizate din alumină de pe model. Cu ajutorul unui lichid colorat (albastru), special conceput pentru acest procedeu, structura sinterizată este verificată pentru depistarea unor eventuale fracturi. în cazul apariţiei acestora infrastmctura din alumină trebuie refâcutâ.

0 serie de retuşuri se realizează cu o frezâ diamantată, trecându-se apoi la etapa de infiltrare a structurii poroase de alumină cu sticla de aluminosilicat de lantan (LaAl203Si03). Această infiltrare poate fi comparată pentru exemplificare,cu îmbibarea unui cub de zahăr cu un lichid colorat.

Nucleele din alumină astfel obţinute se depun pe o folie de platină sau aur pe care se află un strat de aluminosilicat de lantan (LaA^OsSiOs). Depunerea lor se face astfel încât suspensia să nu pătmndă în interiorul capelor. Capele din **AlzOj** se infiltrează cu suspensia de aluminosilicat de lantan. Apoi tot ansamblul (folie+cape) se introduce m cuptorul Inceramat şi **se sinterizează la 1100°C timp de patru ore pentru o proteză unidentară şi de** şase **ore pentru o proteză parţială fixă.** In cursul acestor etape sticla se infiltrează prin capilaritate m

spațiile dintre particulele de **Al2O3** rezultând o structură foarte compactă după ardere. Excesul de sticlă se îndepărtează cu o freză diamantată iar apoi nucleul astfel infiltrat şi sinterizat se sablează cu particule **A1203** având diametrul 35-50 jm la o presiune de 3-6 bari.

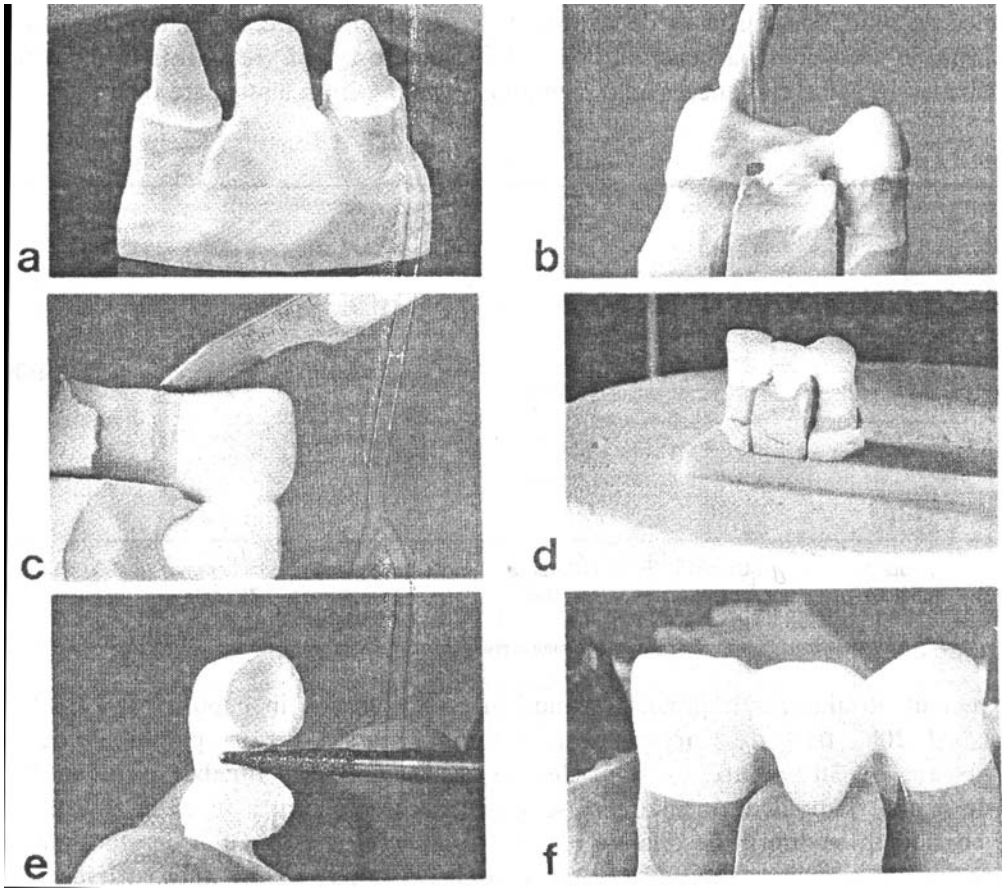


Fig. 21.4. Etapele de realizare a nucleului de aluminâ; a) nucleul duplicat conformat special pentru a permite susținerea masei de alun-iina corespunzătoare restaurârii; b) depunerea suspensiei de aluminâ; c) reducerea cu scalpelul a surplusului de aluminâ, d) nucleul modelat, pregatit pentru a fi introdus în cuptorul de sinterizat alumina- INCERAMAT; e) după prima sinterizare nucleul poate fi retuşat cu o trezâ diamantatâ;f) nucleul verificat pe model.

După sablare nucleul (infrastructura) se plachează clasic cu Vitadur N sau mai recent cu Vitadur Alpha şi se arde într-un cuptor de ceramicâ (de exemplu Vacumat) la 960°C timp de 10 minute.

Masa de ceramicâ aluminoasă folosită de sistemul In-Ceram pentru realizarea nucleului (capei) se caracterizează prin următoarele:

• cristalele de oxid de aluminiu nu se pot forma („creşte") din faza sticloasâ, ci ele trebuiesc adăugate în topitura sticloasă. Cristalele de **AliOj** se prezintă ca o pulbere cu granulație fmă cu o dimensiune a particulelor de 30um, *20[im* sau chiar mici de 3 um; ele trebuiesc dispersate cât mai omogen posibil;

• matricea sticloasă şi cristalele de oxid de alumimu încorporate au coeficienți de dilatare termică cu valori apropiate, fapt ce influențează pozitiv procesul de sinterizare.

Cristalele de oxid de aluminiu au o transluciditate mai scâzută decât cristalele de leucit, astfel ceramica armatâ cu oxid de aluminiu poate fi folositâ doar pentru elaborarea unui schelet ceramic, care va trebui placat cu o ceramică mai translucidă, pentm a se îndeplmi cerințele estetice.

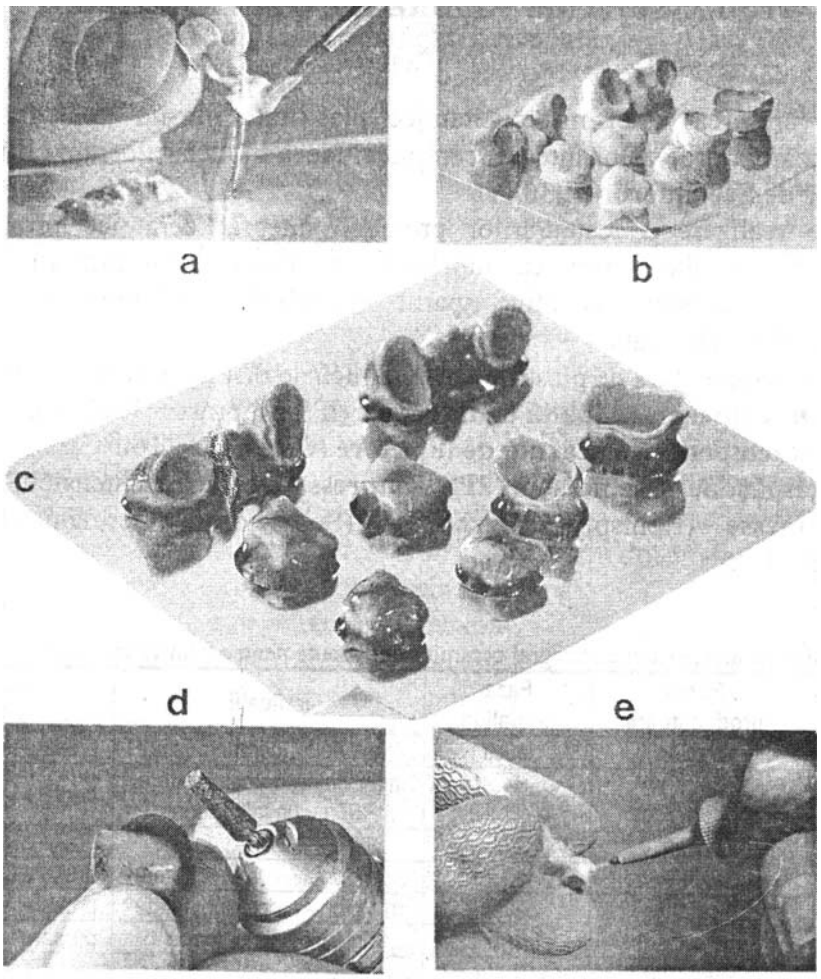


Fig. 21.5. Infiltrarea cu sticla de aluminosilicat de lantan a nucleului de alumină. a) depunerea pe suprataţa prin pensulare a urtui prim strat de suspensie de aluminosilicat de lantan; b) infiltrarea prin capilaritate pe folia de platina; c) nucleele infiitrate dupâ sinterizare;
d) eliminarea surplusuliii de sticlă prin frezare; e) sablarea infrastructurii cu Al^Oi.

Datorită rezistenţei mecanice crescute, a proprietăţilor fizionomice deosebite pe care le au restaurările obţinute, precum şi a lârgirii aplicabilităţii sistemului (inlay, onlay, coroane, proteze partiale fixe de amplitudine redusă), In-Ceram este la ora actuală sistemul integral ceramic cel mai apreciat.

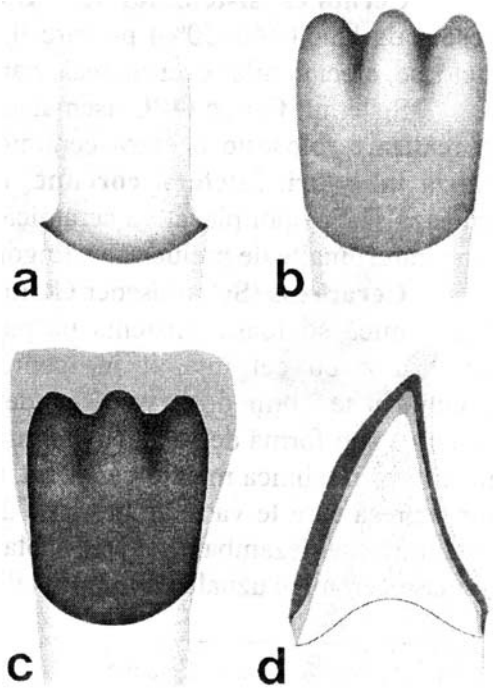


Fig. 2l .6. Reprezentarea schematică a etapelor ce succed realizarea nucleului ceramic. a) nucleul finalizat (infiltrat şi sinterizat); b) depunerea stratului de dentinâ; c) stratul de smalţ; d) restaurarea integral ceramică finalizată (pe secţiune se observă topografia straturilor).

21.3.1.3. SISTEME REALIZATE PRIN PRESARE

Injectarea (presarea) unei mase ceramice plastifiate într-un tipar reprezintă o altă modalitate de realizare a protezelor integral ceramice. Ideea modelării ceramicii în stare plastică a fost avansata încă de **Scefelder în 1936.**

Etapele de realizare a restaurârilor protetice integral ceramice prin injectare sunt asemânâtoare cu cele întâlnite la tumarea aliajelor sau ceramicii. într-o primă fază se modelează macheta, apoi pe baza acesteia se obține tiparul prin tehnica cerii pierdute, tipar în care se presează masa ceramică plastifiată.

In funcție de temperatura de plastifiere a ceramicii se disting 2 tipuri de sisteme:

- sisteme cu temperatură înaltă de injectare (IPS Empress - 1100°C);

- sisteme cu temperatură scăzută de injectare (Cerestore - 160°C). Cele mai râspândite sisteme sunt: **IPS Empress** (Ivoclar/Liechtenstein), **Optec OPC*** (Jeneric/SUA), **Finesse** (Dentsply), **Cerapress** (Schmeidseder/Germania) şi **Cerestore** (Johnson&Johnson/SUA).

Tabelul 21.8.

Principalele sisteme intregral ceramice concepute pentru tehnica injectării

Sistemul	Firma producatoare	Faza cristalina	Indicații	Tehnologie
IPS Empress	*Ivoclar*	leucit	inlay, onlay, coroane,	presare la temperatură
IPS Empress 2	*Ivoclar*	silicat de litiu	inlay, onlay, coroane, fatete, RPF cu un	presare la temperatură înaltă
IPS Empress	*Ivoclar*	fosfat de litiu	DCR	presare la temperatură
Optec OPC	*Jeneric 1*	leucit	inlay, onlay, coroane,	presare la temperatură
Finesse	*Dentsply*	leucit	inlay, onlay, coroane,	presare la temperatură
Cerapress	*Schmeidseder*	feldspatica	inlay, onlay, coroane	presare la temperatură
Cerestore	*Johnson & Johnson*	aluminoasa	inlay, onlay	presare la temperatură joasă

Ceramica sistemului IPS Empress se prezintă sub formâ de lingouri. Procentul crescut de leucit (40-50%) pe care îl conține îmbunătățeşte rezistența la încovoiere a matricii sticloase, efect similar cu armarea ceramicilor aluminoase.

Sistemul **Optec OPC** asemănător sistemului IPS Empress din punct de vedere al etapelor de realizare foloseşte o masă ceramică cu conținut crescut m leucit. Cu **Optec OPC** se pot realiza **inlay-uri, fațete** şi **coroane,** iar altemativ poate fi folosit la obținerea unui nucleu ce urmează să fie apoi placat cu ceramicâ feldspatică. Atât Optec OPC cât şi IPS Empress folosesc temperaturi înalte de prelucrare a lingourilor ceramice.

Cerapress (Schmidseder/Germania) este un procedeu simplificat ce poate utiliza orice tip de ceramică sticloasă existentă pe piață. Presarea se realizează manual folosind un procedeu asemănător cu cel întâlnit m tehnica de îndesare-presare a acrilatului. Pe baza machetei restaurării se obțin două jumătăți de tipare dintr-o masâ refractară m care se depune masa ceramică sub formă de pastă cu o consistență asemănătoare celei care se pensulează pe scheletele metalice din tehnica metalo-ceramică. Cele două jumătăți de tipare se vor suprapune şi introduce într-o presă care le va menține unite de-alungul sinterizării ceramicii. După desfacerea tiparului restaurarea se dezambalează prin sablare, iar piesa astfel obținută poate fi individualizată ulterior cu mase ceramice uzuale de individualizare.

- **OPC** - Optimal Pressable Ceramic

Un avantaj al acestei metode este faptul că masa ceramică poate fi sinterizată în orice tip de cuptor pentru ceramică, **nefiind necesară o dotare specială.**

IPS Empress

Ideea modelării ceramicii la temperatură înaltă în stare plastifiată (Scefelder, 1936) a fost preluată de Wohlwend şi Sharer de la Facultatea de Stomatologie din Zurich, care, în colaborare cu firma **Ivoclar** au conceput sistemul **IPS Empress** lansat pe piaţă în **1990.** Obiectivul lor principal a fost dezvoltarea unui sistem care să permită obţinerea de restaurări integral ceramice cu proprietăţi mecanice şi estetice mai bune.

în prezent IPS Empress se găseşte la cea de-a doua generaţie numită IPS Empress 2 sistem care beneficiază şi de un cuptor mai performant - **EP600.**

IPS Empress are ca principiu plastifierea unui lingou din ceramică feldspatică cu conţinut înalt de leucit şi injectarea ei la temperaturâ înaltă (aproximativ 1100°C) într-un tipar obţinut prin **tehnica cerii pierdute.** Rezultă astfel un nucleu dur, care urmează sâ fie acoperit cu ceramică feldspatică m vederea individualizării morfologice şi estetice. în funcţie de modul în care se realizează această individualizare a restaurării, se descriu două tehnici:

- tehnica colorării sau a individualizării prin **„pictare";**
- tehnica stratificării sau a depunerii strat cu strat. . Prima variantă presupune realizarea m prealabil a unui nucleu ceramic apropiat ca formă şi volum de restaurarea finală peste care se depune un strat subţire de ceramică în vederea ^obţmerii efectului estetic dorit. Această tehnică este folosită cu precădere la realizarea reconstitumlor protetice unidentare (coroane, inlay-uri, onlay-uri) în zona laterală.

Fig. 21.7. Sistemul IPS Empress (mase ceramice, material pentru model, masă de ambalat, set pentru cimentare, cuptorul de injectare IPS Empress EP 500).

Recent, special pentm acest procedeu a fost conceput un nou tip de lingouri, prezente în mai multe nuanţe - **IPS Empress TCl, TC2, TC3, TC4** şi **TC5.** Până la apariţia acestora, pentru cele două tehnici ale sistemului IPS Empress (colorare şi stratificare) erau folosite aceleaşi tipuri de lingouri.

Tehnica depunerii strat cu strat (stratificare) are ca principiu realizarea unei cape

ceramice cu dimensiuni mai reduse comparativ cu volumul restaurârii finale peste care se depun straturile de dentină **(IPS Empress Dentine)** iar pentm individualizare - **IPS Empress Impulse.**

Tehnica este folosită m cazurile când se urmăreşte obţinerea unui aspect estetic major al reconstituirii, fiind preferată cu precădere la realizarea feţetelor şi coroanelor din zona frontală. Firma Ivoclar a dezvoltat şi pentru această tehnică un **tip special de lingouri - IPS Empress TL** caracterizate printr-o transluciditate superioară lingourilor existente anterior.

De menţionat că pentru îmbunătăţirea efectelor cromatice au fost concepute şi seturile de culori **IPS Empress Stains** şi **IPS Empress Shade.** Setul **IPS Empress Stains** are 12 culori diferite (9 culori pentru caracterizare şi 3 culori de bază), sub formâ de pastă, care se pensulează direct pe suprafaţa ceramicii, iar apoi se ard în cuptoml de ceramică.

După preparaţie, cu ajutorul cheii de culori a sistemului IPS Empress se determină culoarea bontului preparat. De aceasta se va ţine seama la alegerea lingourilor ceramice şi în final la nuanţa materialului pentru modelul pe care se va realiza individualizarea restaurării după obţinerea nucleului ceramic. Materialul pentru acest model este fotopolimerizabil, fiind livrat sub formă de pastă în seringi.

Macheta nucleului se realizează din ceară, iar apoi cu tijele de injectare fixate se ataşeazâ la un dispozitiv cilindric de centrare a machetelor (fig. 21.9), parte componentă a setului de ambalare (chiuvetă, material de ambalare şi dispozitiv de centrare a machetelor). Acest dispozitiv prezintă aceleaşi dimensiuni cu cele ale lingoului de ceramică şi a tijei de turnare. Intr-o singură chiuvetă nu se ambalează mai mult de trei machete pentru dinţi frontali şi două pentru dinţi laterali (în funcţie de volumul restaurării). Pentru ca tiparul să poată rezista la presiunea de 3,5-^4-bari şi la temperatura de 1100°C dezvoltate în timpul injectării, firma Ivoclar a conceput un material special de ambalat. După priza materialului de ambalat se introduce tiparul într-un cuptor de preîncălzire şi se creşte temperatura cu aproximativ 3-6°C pe minut până la 850°C. Se menţine tipaml la această temperatură timp de aprozimativ 90 minute în vederea eliminării cerii şi preîncâlzirii.

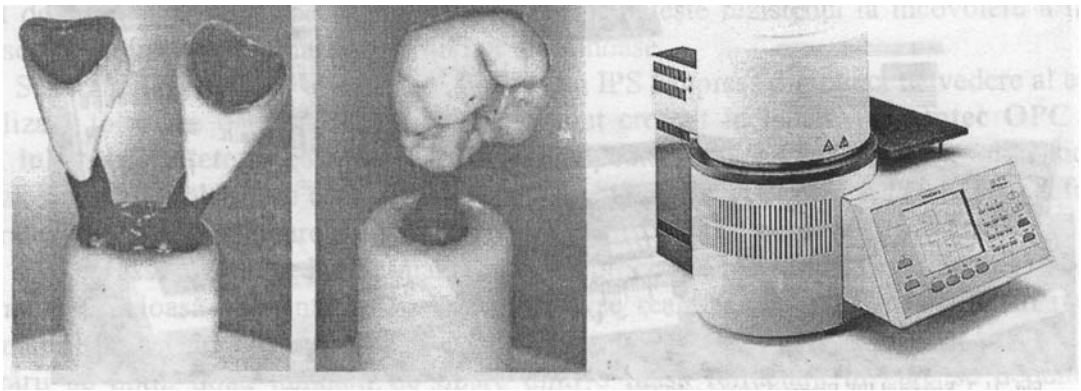


Fig. 21.8. Machetarea infrastructurii (din ceară) la sistemul IPS Empress.

Fig. 21.9. Cuptorul de injectare IPS Empress EP 600.

Tiparul astfel obţinut este pregătit pentru injectare. Se aleg lingourile de ceramicâ feldspatică (IPS Empress TL sau IPS Empress TC) cu conţinut crescut de leucit m funcţie de nuanţa aleasă şi se introduc m cilindrul de injectare. în tipar între lingou şi pistonul de injectare se interpune o tijă din A^Os şi se introduce acest ansamblu în cuptoml de injectare - **IPS Empress EP500** sau mai recent **EP600** (fig. 21.10).

în incinta cuptorului de injectare temperatura este crescută cu aproximativ 60°C pe minut până la 1100°C. Această temperatură se menține constantă pe parcursul întregului proces de injectare. După aproximativ 20 minute de la atingerea temperaturii de 1100°C,*(timp necesar plastifierii ceramicii), se începe procesul de injectare propriu-zis la o presiune de 4 bari. Pistonul de injectare progresează cu aproximativ 0,3 mm pe minut.

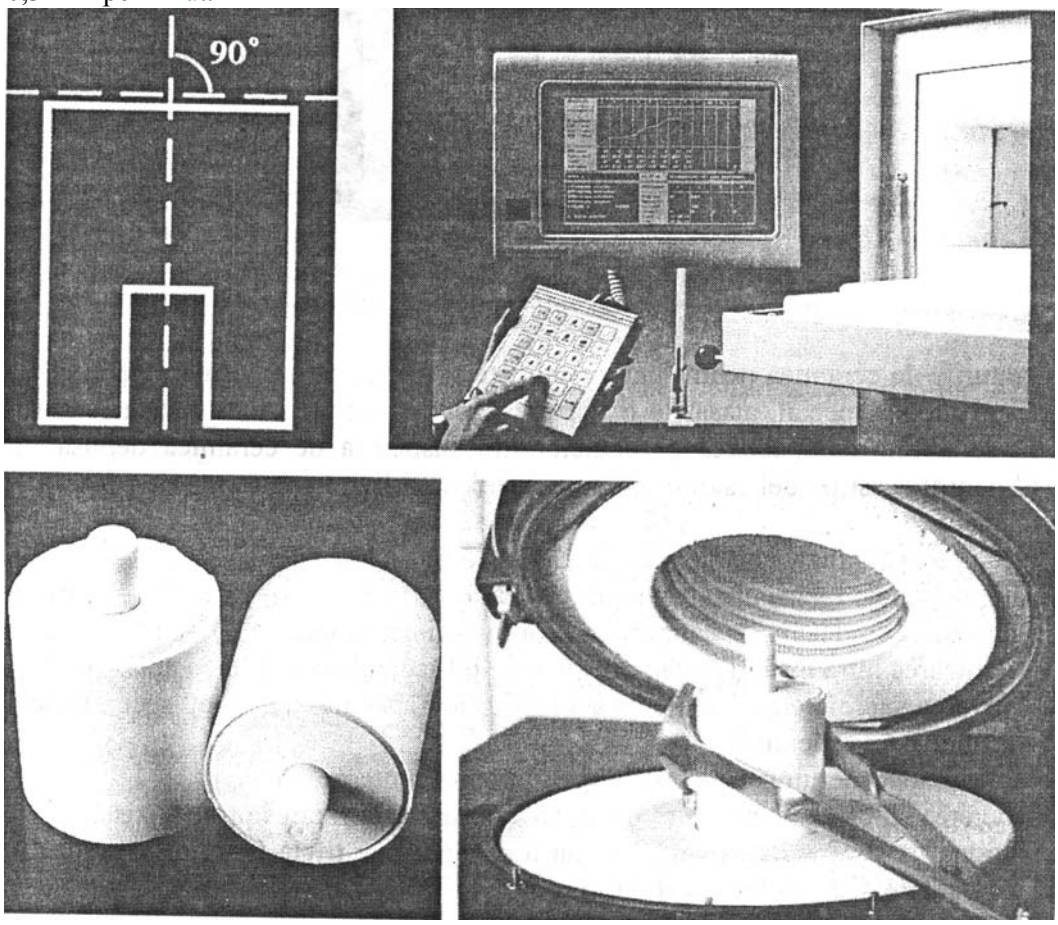


Fig. 21.10. Etape din cursul obținerii nucleului ceramic. a) în timpul ambalării cilindrul de injectare trebuie să fie dispus perpendicular pe baza tiparului în care urmează să se realizeze injectarea; aceasta pentru ca pistonul şi tija de injectare sa acționeze pe o singura directie. b) cuptorul în care are loc eliminarea cerii şi preîncălzirea tiparului, este programabil, fiind controlat de un microprocesor, c) tiparul scos din matricea în care a fost turnat, împreună cu tijele de injectare inserate din A^O.i. d) introducerea tipanilui în cuptorul de injectare.

în timpul tratamentului termic formarea („creşterea") cristalelor se face printr-o **cristalizare controlată de suprafață** spre deosebire de sistemul Dicor la care aceasta are loc în urma unei **cristalizări controlate în volum.**

După dezambalarea nucleului ceramic prin sablare cu **AlzOj** şi secționarea tijei de injectare infrastructura se pregăteşte pentru arderea straturilor de ceramică Empress pentru placare. Aceasta se face după cum am mai menționat în două moduri:

- prin colorare (pictare) şi individualizare cu IPS Empress Shade sau IPS Empress Stains;

- prin depunerea de straturi succesive (stratîfîcare) de IPS Empress Dentine şi IPS Empress Impulse.

Nuanțele maselor ceramice pot fi alese conform cheii de culori Chromascop a firmei Ivoclar.

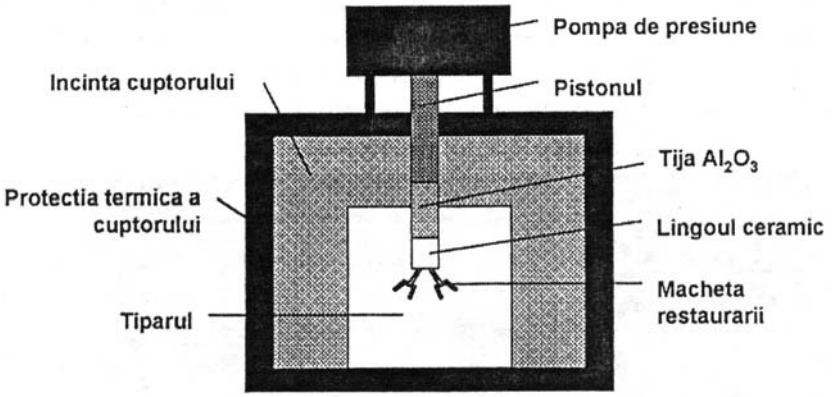


Fig. 21.11. Reprezentarea schematica a cuptorului de injectare IPS Empress EP500 si EP600.

Straturile de ceramică pentru individualizare se depun prin pensulare pe nucleul ceramic aplicat pe un model special, ataşat la o tijă prevăzută cu striuri. Aceste striuri permit ca prin vibrare să se obțină compactarea particulelor din suspensia de ceramică depusă pe nucleu. Materialul pentru acest model este fotopolimerizabil fiind livrat sub formă de pastă în seringi cu mai multe nuanțe.

Restaurarea finalizată se verifică m cavitatea bucală şi apoi se pregâteşte pentru fixare. Redăm alâturat etapele fixării unei restaurări protetice realizatâ cu sistemul IPS Empress:

- gravarea intradosului restaurării cu acid fluorhidric (soluție 4,9%) timp de 60 secunde;
- silanizarea intradosului restaurării timp de 60 secunde şi aplicarea adezivului;
- gravarea suprafețelor dentare cu acid fosforic 37% timp de 30-60 secunde pentru smalț şi 10-15 secunde pentru dentinâ;
- aplicarea primerului şi adezivului pe suprafața dentară;
- alegerea culorii cimentului ce urmează a fi utilizat şi fixarea propriu-zisâ. Aditional la sistemul IPS Empress au fost concepute tijele CosmoPost realizate dintr-o ceramică **Zr02-TZP*.** La o temperatură de peste 1170°C, **Zr02** formează o rețea tetragonală. Adiția de **¥203** permite stabilizarea acestei rețele de-a-lungul procesului de fabricare când se revine la temperatura ambiantă, rezultatul fiind un **Zr02** stabil cu o dimensiune a particulelor mai mică de 0,4 *im* numit **Zr02-TZP.** Acestea pot fî folosite şi la realizarea de **DCR-uri** prin două tehnici:

- direct, m cabinet, prin realizarea reconstiuirii înjurul tijei CosmoPost cu ajutorul unui compozit;

- indirect, m laborator, pe baza unei amprente se realizează macheta **DCR-ului** din ceară înjurul tijei, se ambalează şi se injectează ceramica. Se obține astfel un **DCR** dm ceramică IPS Empress care are ca miez o tijă CosmoPost. Pentru realizarea de reconstituiri cu acest sistem a fost conceput un tip special de lingouri cera'mice **- IPS Empress Cosmo.**

21.3.1.4. SISTEME CONCEPUTE PENTRU TEHNICI DE TURNARE

Tumarea este un procedeu larg utilizat m tehnologia restaurărilor metalice sau a scheletelor metalice ca părți componente ale coroanelor şi protezelor parțiale fixe mixte

* **TZP** - Tetragonal Zirconia Polycrystals

(metalo-ceramice sau metalo-plastice). în ultimi ani această tehnologie a fost transferată şi în domeniul ceramicii dentare, fiind utilizată la realizarea unor restaurări integral ceramice.

Principiul este acelaşi ca şi în cazul tumării metalelor şi se bazează pe umplerea unui tipar obținut pe baza machetei restaurării, prin forță centrifugă cu masa ceramică topită.

Până în prezent cele mai cunoscute **SIC** care apelează la procedeul de turnare sunt **Dicor** şi **Cerapearl.**

Dicor

Ceramica sticloasâ **Dicor** este rezultatul unor cercetări desfaşurate pe parcursul mai multor ani, Primul articol care se referea la posibilitatea utilizării acestui tip de masâ ceramică în stomatologie, precum şi câteva date de laborator apar în anul **1980,** iar primele testări clinice şi analize detaliate au apărut în **1982.** Principiul şi procedura de realizare a ceramicii sticloase apartine **laboratoarelor Corning Glass Works** (SUA), **implicate şi în realizarea scuturilor termice ale navetelor spațiale.** Lansarea pe piață a procedeului a fost facută m **1984** sub numele de **Dicor** (DeTrey, Germania / Dentsply Intemational, SUA).

Sistemul **Dicor** are ca principiu tumarea din sticlă a viitoarei reconstituiri urmată de ceramizare (cristalizare m masa sticloasă) şi acoperirea cu straturi de ceramică pentru a se obține aspectul fizionomic dorit.

Prezentăm etapele de realizare a unei coroane jacket din ceramicâ sticloasă cu sistemul Dicor.

Preparația este aceeaşi ca pentru o coroană de înveliş ceramică, cu **prag circular** şi cu unghiurile interne şi exteme rotunjite. Se consideră că ceramica sticloasă răspunde favorabil la cerințe clinice cu o **grosime de 1 mm.**

După realizarea modelului din râşină epoxi sau prin galvanoplastie, se aplică pe bonturi două straturi succesive de lac distanțor (disponibil m cinci nuanțe diferite) cu rolul de a neutraliza culoarea materialului din care este realizat modelul. Lacul se aplică pe suprafața preparației, cu excepția unei zone de 1 mm situată la limitele preparației (pentru a nu afecta închiderea marginalâ). Macheta viitoarei restaurări, modelată din ceară, trebuie să reproducă cu exactitate toate detaliile anatomice necesare (morfologie ocluzalâ, contacte ocluzale şi proximale, adaptare cervicalâ etc.).

Se pun apoi tijele de tumare, iar macheta astfel pregătită se ambalează. Se folosesc tije precalibrate, una de 3 mm grosime m cazul coroanelor dinților anteriori şi două de 2,5 mm grosime pentru coroanele dinților laterali. După ambalare cilindrii sunt plasați într-un cuptor şi aduşi la temperatura de 900-950°C.

Lingourile de sticlă se depun într-un creuzet din oxid de zirconiu, apoi sunt topite la 1300°C, într-un cuptor cu rezistențe de platină ataşat la brațul unei instalații de turnat (fig. 21.13.), controlată electronic, special concepută pentru acest sistem. Sticla utilizată sub formă de mici lingouri are în compoziție predominant Si02, K^O, MgO, MgFi şi A^Os.

Lingourile topite sunt menținute la această temperatură timp de 6 minute, după care tiparul se plasează pe acelaşi braț al aparatului de tumat şi se începe tumarea. Centrifugarea durează 4,5 minute pentru a permite sticlei topite să pătmndă m toate detaliile tiparului. După răcire, până la temperatura camerei, restaurarea se dezambalează, iar surplusul de material de ambalat se elimină prin sablare cu granule de aluminâ de 25 *[im* sau cu ajutorul ultrasunetelor. Tijele de tumare se pot secționa cu un disc de separat. în această stare restaurarea este fragilă şi transparentă.

Transformarea structurii amorfe a sticlei într-una cristalină se face printr-un tratament termic într-un cuptor de ceramizare, specific sistemului. Operațiunea se realizează timp de **6 ore la 1075** °C. Coroana din sticlă acoperită cu masâ de ambalat este depusă pe timpul

ceramizării într-una din geodele plăcii care servețte drept suport în timpul ceramizării. Cuptorul

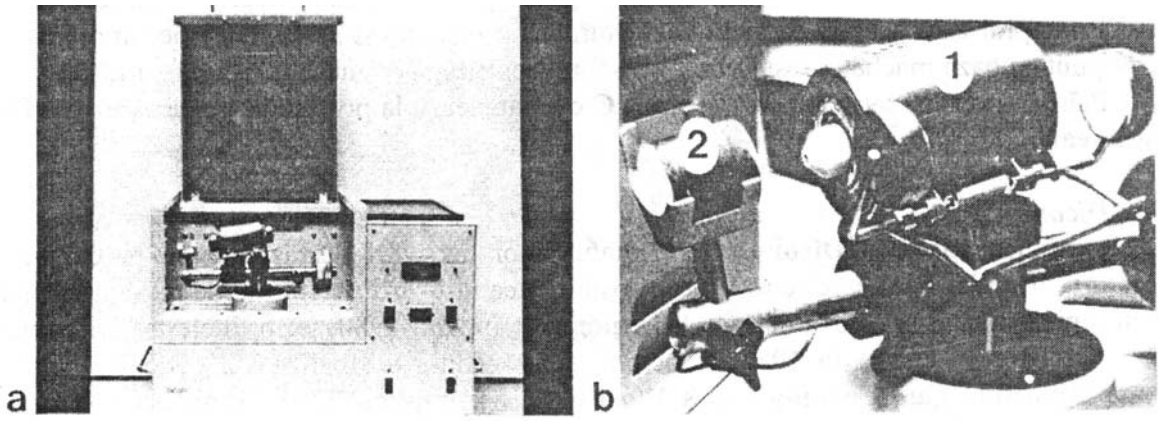


Fig. 21.12. Instalația de turnat ceramicâ a sistemului Dicor: a) imagine de ansamblu;
b) detaliu al brațului pe care se găseşte montat cuptorul (1) tiparul (2).

de ceramizare este programat electronic permițându-se astfel controlul şi menținerea temperaturii. **Controlul vizual asigurat de două conuri martor din ceramică aşezate pe aceeaşi placă cu reconstituirea permite evaluarea gradului de ceramizare pentru situații speciale** (ex. întremperi de curent). In timpul ceramizării are loc o uşoară contracție volumetrică, de până la maximum 1,6% din volum, care însă nu afectează rezultatul fmal. După răcirea lentă a reconstituirii în cuptoml de ceramizare, se îndepărtează materialul de ambalat prin sablare cu A1203 25 p.m. Consecutiv ceramizării numai 45% din material mai rămâne în stare sticloasă, restul de 55% transformându-se m fază cristalină. Totodată datorită reducerii fazei sticloase restaurarea devine mai opacă, are o rezistență mecanică mai mare şi este mai puțin rugoasâ decât înainte de ceramizare.

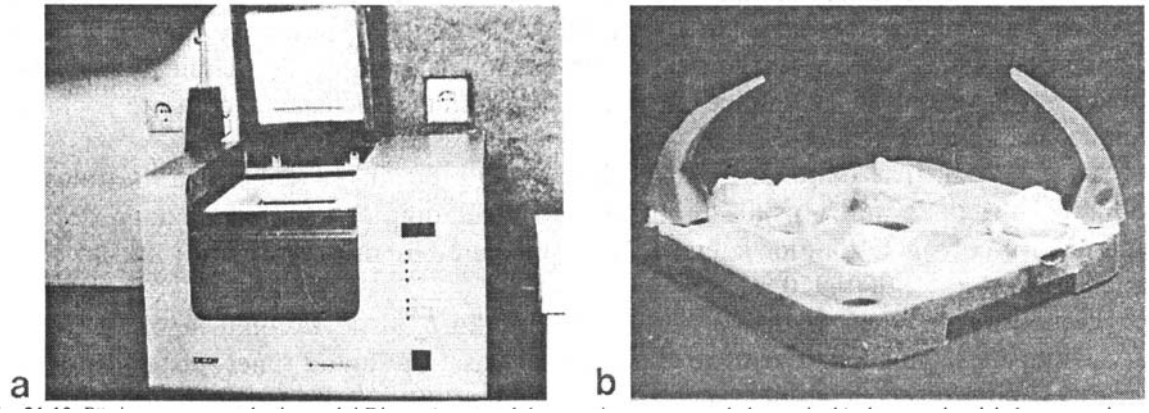


Fig. 21.13. Părți componente ale sistemului Dicor: a) cuptorul de ceramizare cu control electronic; b) placa cu alveolele în care se depun restaurările înglobate în masa de ambalat. Se observă şi conurile martor care permit aprecierea gradului de ceramizare

După ceramizare se prelucrează zonele corespunzătoare tijelor de tumare cu o freză diamantată şi se verifică pe model adaptarea ocluzală, proximală şi cervicală. Coroana astfel pregătită este gata pentru a fi acoperită cu straturile ceramice de suprafață. Nu este vorba de o placare propriu-zisă ca şi m cazul restaurărilor metalo-ceramice la care legătura se face prin intermediul oxizilor metalici, ci de o ceramică adaptată coeficientului de dilatare termică a sticlei ceramizate. Fiecare tip (strat) de masă ceramică aplicată (pentru dentină, pentru smalț) este sinterizat la 940 C. De menționat că primul strat depus trebuie să fie mai opac pentm a compensa transluciditatea ceramicii sticloase.

Aplicarea de straturi succesive nu provoacă variații dimensionale ale coroanei, etapele putând fi repetate de mai multe ori dacă este nevoie. în fmal se realizează individualizarea restaurării, cu seturi speciale de culori pe bază de oxizi metalici şi în final se glazurează. In vederea obținerii unor efecte cât mai bune sistemul dispune de 18 nuanțe de masă ceramică după cheia de culori Biodent şi 16 după cheia de culori Vita.

Pentru cimentare au fost concepute cimenturi de mai multe nuanțe - aceleaşi cu cele ale lacurilor distanțoare - datorită relativei transparențe pe care o are ceramica sticloasă.

Comparativ cu alte sisteme ceramice, masele sticloase prezintâ o tranparență mai mare. Pentru a elimina acest neajuns, în **1992 Willi Geller** a conceput un procedeu de realizare a unor reconstituiri integral ceramice care foloseau ca **nucleu ceramica sticloasâ Dicor,** iar ca material de placare **masa ceramică a firmei Vita -Vitadur** N. Tehnica este cunoscutâ sub numele de **Willi's Glass** şi constă în realizarea unui nucleu din ceramică sticloasă peste care se depuneau straturi succesive de ceramică feldspatică. DeTrey/Dentsply concepe masa ceramicâ feldspaticâ **Dicor PIus** bazându-se pe această idee a **lui Willi Geller.** Unii autori consideră că procedeul nu mai este atât de popular datorită erorilor date de coeticienții de dilatare termică diferiți a celor două mase ceramice - pentru nucleu şi pentru placare.

In domeniul protezelor fixe unidentare, proprietățile mecanice şi estetice obținute cu sistemul Dicor se aseamănă cu metalo-ceramica.

Cu rezultate foarte bune pot fi realizate prin sistemul Dicor **coroane jacket** atât de **zona laterală,** cât şi de zona anterioară, **inlay-uri, onlay-uri şi fațete.**

Sistemul Dicor necesită o aparatură specială (centrifugă pentru tumare, cuptor pentru ceramizare, creuzete pentru turnare de unică folosință etc.) şi are un **preț de cost ridicat.** Datorită acestor inconveniente **sistemul Dicor este tot mai puțin utilizat, Hind înlocuit de tehnicile integral ceramice moderne.**

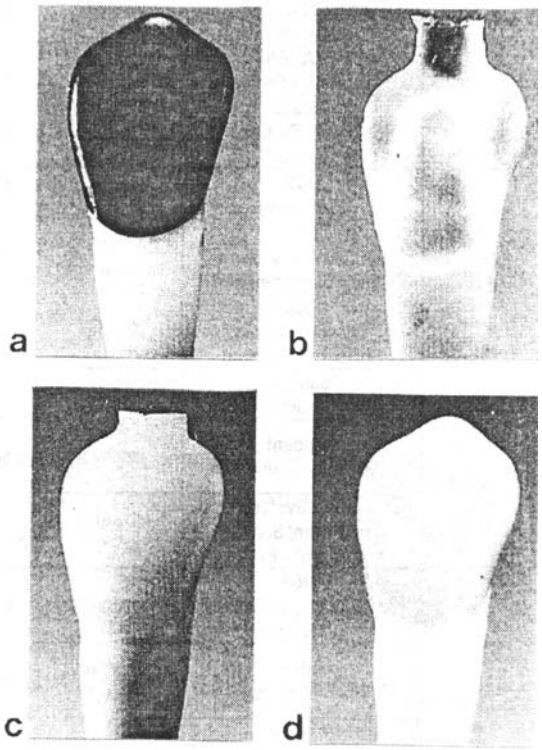


Fig. 21.14. Etapele de realizare ale unei coroane ceramice cu sistemul Dicor: a) macheta din ceara; b) coroana turnata din sticlă; c) coroana ceramizată. Se observă o opacitate mai mare a coroanei decât în faza sticloasă. d) coroana finalizatâ.

21.3.2. SISTEME SUBSTRACTIVE

Termenul de **sistem substractiv** cuprinde acele tehnici care permit obținerea restaurărilor integral ceramice prin **reducerea succesivă, dintr-un bloc ceramic de un anumit volum, până la atingerea formei finale a restaurării.**

Tabelul2l.9.Principalele sisteme substractive.

Tehnologie	Sistem	Amplasare	Indicații	Materialul folosit la realizarea RPF	Modulde achiziționare a datelor	Observații, etapa de dezvoltare
CAD/CAM	CADIM (Advance Comp. -Japonia)	laborator	inlay, coroană, punte	ceramică, metal	mecanic	prototip
	CERADENT (Universitate - Germania)	laborator	inlay, coroană, DCR	ceramică, metal	optic	proiect
	Cicero (Elephant/Degussa-Olanda)	laborator/ centru specializat*	inlay, fațete, coroană	ceramică	optic	prototip
	DCS (Germania)	laborator	infrastructură pentru coroane și punți	ceramică, RDC, titan	optic	disponibil din 1993
	DECI M (DECIMABJvoclar-	centru specializat*	inlay, coroană, infrastructură pentru coroane și punți	ceramică, zirconiu	optte	prototip
	Decsy (Olympus, Nissan, Shizouka - Japonia)	laborator	inaly, coroană	ceramică, metal	optic ;	protptip
	DentiCAD (Bego - Germania)	laborator	infrastructură pentru coroane și punți	metal, ceramică	mecanic	finalizat
	Digident (Girrbach, Germania)	laborator	inlay, coroană, infrastructură pentru coroane și punți	ceramică, metal	optic	prototip
	Duret System (Hennson, Sopha	laborator/ cabinet	inlay, coroană	ceramică, RDC	optic	finalizat
	GN-1 (GC, Nikon, Hitachi -Japonia)	laborator	inlay, coroană, punte	ceramică, metal	lasertriangulation	prototip
	Inlac (Ritter - Germania)	laborator/ cabinet	inlay, coroană, punte	ceramică	camera intraorala (triangulatie activa)	finalizat
	Procera (Procera/Nobel Biocare -Suedia)	cabinet	infrastructură pentru coroane și punți	ceramică	mecanic	disponibil din 1993
	DCM	laborator	coroană, punte	ceramică, zirconiu	optic	-
	Microdenta	laborator	coroană, infrastructură pentru coroane și punți	ceramica, titan	lasertriangulation	disponibil din 1995
	CAP - System (Prof.Yoichi Uchiyama, la Hokkaido University Dental School - Japonia)	laborator	inlay, coroanâ	RDC.titan	laser (mod punct cu punct)	protectdin1988
CAD / CIM	Cerec 2 (Sirona Dental Systems -Germania)	cabinet		ceramică	camera intraorală (triangulatie	disponibildin09/ 1994
	Cerec 3 (Sirona Dental Systems -Germania)	cabinet		ceramică	camera intraorală (triangulatie	disponibil din 02 / 2000
	Cerec Scan (Sirona Dental Systems -Germania)	cabinet		ceramică	lasertriangulation	disponibil din 02 / 2000
	Cerec inLab (Sirona Dental Systems	cabinet		ceramică	lasertriangulation	disponibil din 04 / 2001
Copiere prin frezare(automat	Ceramatic	laborator / cabinet	inlay	ceramică	prin copiere (machetă)	-
Copiere prin frezare (manual)	Celay (Mikrona Technologie AG, Elvetia)	laborator / cabinet	inlay, coroană, fațetă, infrastructură pentru coroane și punți	ceramică	prin copiere (machetă)	disponibil din 199 3
Sonoeroziune	Sonoerosion (ESPE)	laborator	inlay, coroană, infrastructură pentru coroane și punți	ceramicâ	sonotrozi	prototip

Sistemele substractive cuprind:

- tehnicile de frezare computerizată CAD/CAM (Cerec, Procera);

- tehnicile de frezare prin copiere exclusiv mecanică (Celay, Ceramatic). în tabelul 21.9. prezentăm cele mai cunoscute **SIC** substractive pentru ca cei interesați să remarce extinderea acestpra.

21.3.2.1. SISTEME CAD/CAM

Conceperea şi lansarea sistemelor de frezare computerizată **CAD/CAM** a fost influențată decisiv de cercetările lui **Francois Duret** (1972), fmalizate prin ceea ce cunoaştem astăzi sub numele de **amprentă optică.** Duret a urmărit cu tenacitate eliminarea amprentei **clasice (chimico-manualâ)** cu una **modernă-optoelectronică.** (23,24,25)

Astfel un **emițător de raze neionizante** proiectează un fascicol luminos, coerent sau necoerent, care poate „codifica" suprafața supusă analizei (dinți, țesuturi limitrofe etc.). **Un receptor** situat într-o **cameră de înregistrare** (de exemplu cameră de luat vederi) va decodifica m timp real informațiile volumetrice obținute şi le va transmite unui **computer** care va prelucra datele şi va creea **designul** viitoarei restaurări. Computerul dirijează apoi instalația de frezare care va strunji într-un bloc de material (ceramică, titan etc.) restaurarea.

Un astfel de sistem de realizare a restaurărilor, bazat pe **amprentă opticâ,** constă în trei segmente de bază:

- un sistem de măsurare şi captare a formelor dentare care constă într-un emițător şi un receptor de raze (camera de amprentare optică);

- un ansamblu de analizare şi prelucrare a informației captate (computer sau procesoare specializate), care permite conceperea într-un timp cât mai scurt posibil a formei restaurării.

- un dispozitiv de frezare cu comandă numerică.

în prezent există mai multe moduri de amprentare tridimensională a structurilor dentare m stomatologie (vezi cap 15.9.). De-alungul timpului mai mulți cercetători au exploatat acest ultim tip de înregistrare a datelor.

Dispozitivul de achiziționare a datelor poate fî constituit **din:**

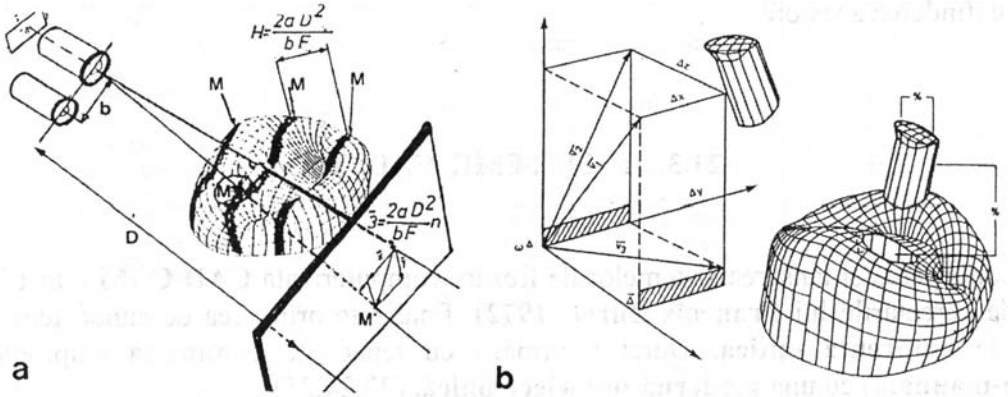
- o sursă luminoasă coerentă (laser) sau necoerentă, sufîcient de putemică pentru a proiecta imaginea unei grile pe câmpul protetic şi pentru a permite ca această grilă să fie dectabilă;

- o cameră de amprentare digitală (bazată pe un senzor **CCD***

Acest senzor inventat în laboratoarele **Bell** (1970) este un dispozitiv cu semi-conductori, format dintr-un număr mare de celule fotosensibile (de ordinul miliardelor) care sunt influențate de energia fotonilor. **Cu cât numârul celulelor fotosensibile este mai mare, cu atât imaginea captatâ este mai fîdelă.** Sensibilitatea la lumină a celulelor senzomlui **CCD** face ca energia

*** CCD -** Charge Coupled Device (engl.) - dispozitiv dependent de sarcina electrică. In franceza echivalentul acestui termen este DTC (Dispositifâ Transfert de Charges).

luminoasă să fie transformată într-o matrice de sarcini electrice. în acest mod are loc conversia în format digital al imaginii, aceasta putând fi prelucratâ de calculator (cu microprocesoarele sale) m vederea reconstituirii tridimensionale a câmpului protetic.



Pig. 21.16 Calcularea coordonatelor pentru fiecare punct de pe suprafața câmpului protetic. a) în cazul efectului de moaraj pentru fiecare bandă (M) a grilei obținutâ pe dinte (câmpul protetic) sunt stabilite valorile x, y şi z. b) reproducerea schematică în spațiu a unei suprafețe amprentate de pe un premolar.

Reconstrucția imaginii tridimensionale se face pe baza informației achiționate şi constă m calcularea cu ajutorul unor algoritmi matematici a celor trei coordonate în spațiu (X, Y şi Z) pentru fiecare punct al câmpului protetic (fig. 21.16.a şi b). Elementele care stau la baza reproducerii tridimensionale a câmpului protetic îl constituie **voxelii*.** Cu cât în unitatea de volum se reproduc mai mulți **voxeli,** cu atât imaginea obținută este mai fidelă.

Consecutiv amprentei optice, calculatorul memorează poziția fiecărui punct de pe suprafața câmpului protetic, fiind astfel capabil să reproducă ulterior imaginea structurilor „amprentate" pe un monitor pentru a permite utilizatorului să aprecieze calitatea amprentei şi a controla design-ul restaurării. Amprenta optică şi ulterior posibilitatea realizării restaurărilor protetice asistate de calculator au revoluționat stomatoiogia tradițională marcând debutul stomatologiei viitorului. **De remarcat că timpul necesâr unei amprente optice este de maximum 30 de secunde, comparativ cu timpul de aproximativ 5-10 minute necesar unei amprente clasice (chimico-manuale).**

Amprenta optică elimină m totalitate materialele de amprentă, iar posibilitatea realizărilor restaurărilor protetice asistate de calculator tind să elimine participarea laboratorului de tehnicâ dentară (cel puțin pentru unele piese protetice). Amprenta optică poate fi considerată începutul sfîrşitului amprentării tradiționale.

Sistemul Cerec

Cerec este rodul colaborării dintre Werner H. Mormann' şi Marco **Brandestim^** susținuți de firma **Brains** (Zurich - Elveția). Sistemul **Cerec** a fost ulterior preluat, perfecționat şi comercializat de către firma Siemens (Germania). Scopul inițial al celor doi cercetători a fost creearea unui sistem de realizare a restaurărilor protetice integral ceramice care

---

* voxel - **elementul de bazâ care formează o imagine tridimensională, la fel cum pixelul stâ la originea formării imaginilor digitale plane (bidimensionale).** [+] Cerec - **ceramic reconstruction**

[i] Mormann H. Werner - **Profesor la Facultatea de Stomatologie din Zurich.** Marco Brandestini - **Cercetâtor asociat la Facultatea de Stomatologie din Zurich.**

să elimine pe cât posibil fazele de laborator. De asemenea s-a urmărit înglobarea tuturor componentelor sistemului într-o singură instalație, cât mai compactă.

Sistemul dezvoltat de Mormann şi Brandestini a fost folosit m clinică din anul 1985 la Universitatea dm Zurich. începând din **1989, el a penetrat si cabinetele private** la ora actuală existând pesate **2500 de instalatii Cerec în toată lumea. Cerec** cu cele două variante comerciale **Cerec 1** şi **Cerec** 2 este în prezent cel mai utilizat sistem **CAD/CAM.**

De-a lungul dezvoltării sale sistemul **Cerec** a prezentat mai multe variante atât ale instalației proriu-zise, cât şi a programelor de prelucrarea datelor şi coordonare a dispozitivelor de frezare (COS*).

• în **1985** a apărut prima variantă a lui **Cerec 1** în serie redusă de doar 25 instalații Sistemul era dotat cu **COS varianta 1.0.**

• în **1988** apare varianta comercială **Cerec 1** coordonată de **COS 1.0.,** iar din **1991** de **COS 2.0. 0** îmbunătățire a lui COS 2.0 (varianta 2.11) permite o prelucrare şi un design mai precis al incmstațiilor. în **1993** sistemul de operare a fost adaptat pentru **realizarea fațetelor ceramice** (Cerec Veneer Software 1).

• **Cerec** 2 a fost lansat pe piață în septembrie 1994 beneficiind de **COS 4.2.** Acest sistem de operare a permis o diversifîcare a tipurilor de restaurări protetice realizabile cu această instalație (inlay, onlay, fațete şi coroane 3/4 integral ceramice).

• **La sfârşitul anului 1997 COS** a ajuns la **varianta 4.26** iar la începutul lui **1998** a fost lansat software-ul care permite realizarea coroanelor din zona frontală **Cerec Crown Software 1.0,** recent acesta fiind îmbunătățit cu varianta **1.1.**

• In anul 2000 - a fost lansat sistemului **Cerec** 3. Datele referitoare la acesta disponibile până la data publicării acestui capitol fiind reduse, în cpiltinuare ne vom referi la sistemul Cerec 2 care este încă cel mai răspândit sistem **CAD** / CAM/

Descrierea sistemului

Instalația Cerec constă m trei dispozitive de bază: **dispozitivul de achiziționare a datelor** (camera intraorală pentru amprentare tridimensională), **dispozitivul de prelucrare a datelor şi de concepere a design-ului restaurării** (monitor, taste, interfață grafică, track-ball) şi **dispozitivul de frezare asistată de calculator** (un micromotor pentru **Cerec 1** şi două micromotoare pentru **Cerec** 2)

1. Dispozitivul de achiziționare a datelor constă într-o camerâ intraorală de luat vederi cu ajutoml căreia se amprentează optic câmpul protetic. Acest dispoztiv a suferit numeroase îmbunătățiri de-a lungul dezvoltării sistemului Cerec:

• forma camerei intraorale a fost optimizatâ pentru a facilita accesul în cavitatea bucală;

• segmentul intraoral al camerei a fost prevăzut cu un înveliş detaşabil ce poate **fi** sterilizat pentru a nu expune pacienții la un risc crescut de infecții.

Primele amprente optice necesitau un timp mai mare de captare a imaginii fapt ce implica menținerea într-o poziție fixă a câmpului de amprentat. Cum menținerea într-o poziție imobilă a câmpului protetic intraoral era greu de realizat pentru o perioadâ mai îndelungată, amprentarea se facea extraoral pe un model de lucru.

în prezent timpul de captare a imaginii a fost redus semnificativ, obținându-se amprente optice direct din cavitatea bucală.

Imaginea este achiziționată de către un senzor **CCD** format dintr-un număr mare de celule fotosensibile (de ordinul 10^6). Sensibilitatea la lumină a celulelor senzorului **CCD** face ca

*** COS** (Cerec Operating System) - sistemul de operare Cerec - programe (software) care permit coordonarea dispozitivelor care participă la conceperea şi realizarea restaurării.

intensitatea luminoasâ să fie transformată într-o matrice de sarcini electrice. Se realizează astfel conversia m format digital a imaginii, aceasta putând fi astfel prelucrată de procesoarele de imagine în vederea reconstituirii tridimensionale a câmpului protetic.

Elementele care stau la baza reproducerii tridimensionale a câmpului protetic îl constituie **voxelii.** Cu cât în unitatea de volum se reproduc mai mulţi **voxeli,** cu atât imaginea obţinută este mai fidelă. Din acest considerent dimensiunea voxelilor a fost redusă la Cerec 2.

Camera de amprentare tridimensională comunică cu procesorul de imagine prin intermediul unui dispozitiv special numit interfață^

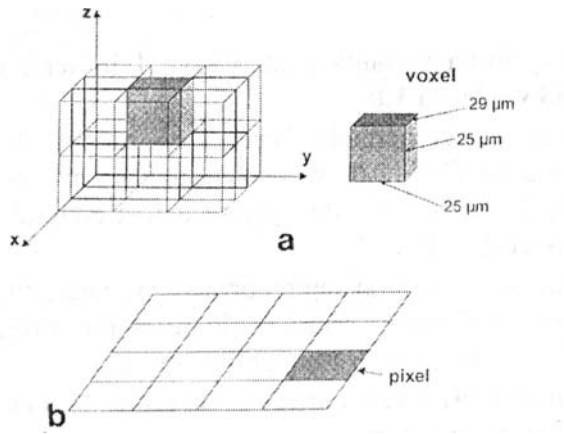


Fig. 21.17. Elementele de bazâ ale unei imagini a) reprezentarea schematică a unei reproduceri tridimensionale (asemenea amprentei optice de la sistemul Cerec); b) imagine plană. Unitatea de bază o reprezintâ pixelul. Cu cât numârul voxelilor sau pixelilor este mai mâre pe unitatea de volum respectiv de suprafaţâ, cu atât imaginea este inai fidelă.

2. Prelucrarea datelor si stabilirea designului viitoarei restaurări se poate face in mai multe feluri:

• pe baza unor algoritmi integraţi in **COS;**

• stabilirea de către utilizator a limitelor preparaţiei şi a viitoarei restaurâri pe imaginea de pe monitor cu ajutorul unor **taste, a track-ball-ului** precum si a instrucţiunilor şi **meniurilor din interfaţa grafică,** afişatâ pe monitor;

• prin consultarea unei baze de date cu design-uri de restaurări prestabilite de^ exemplu pentru morfologia ocluzalâ);

• prin accesarea informatiei direct de pe diskete cu o memorie de 2,88 MB*.

3. Dispozitivul de frezare constâ în douâ micromotoare la Cerec 2 (la Cerec 1 - un singur motor) coordonate de unitatea centralâ de prelucrare a datelor.

Etape de lucru

Principalele etape parcurse pentru a realiza o restaurare integral ceramică cu sistemul Cerec sunt:

• efectuarea preparaţiei

• achiziţionarea datelor:

- acoperirea preparaţiei cu pulberea de oxid de titan;
- amprentarea optică a câmpului protetic;.

• elaborarea design-ului restaurării pe ecran (componenta CAD)

* CCD **(Charge Coupled Device) - dispozitiv dependent de sarcina electricâ**

t intefaţâ - **dispozitiv, sau program special care permite comunicarea dintre două aparate (ex. dispozitive electronice) cu principii de functionare diferite sau între un aparat si utilizator.**

1 MB == **Mega Byte, echivalentul a 1000 Bytes. Din limba engleză - Byte = unitate de măsură a memoriei în tehnica de calcul.**

- **frezarea restaurării din blocul ceramic** (componenta CAM)
- **Hxarea adezivă a restaurării;**
- **finisarea reconstituirii;**

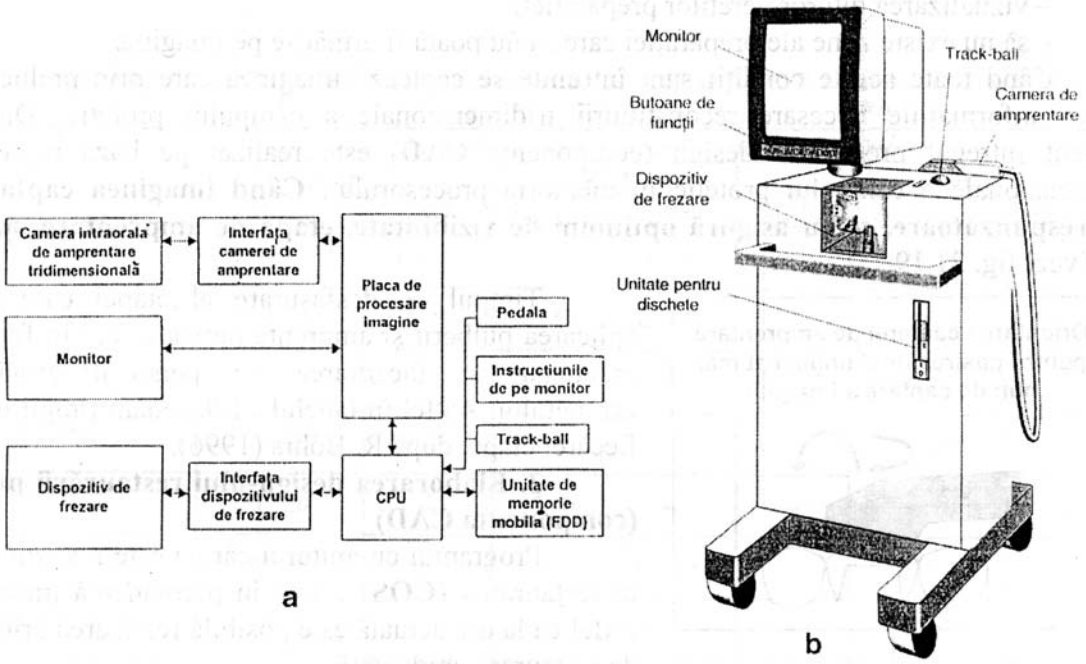


Fig. 21.18. Componentele sistemului Cerec. a) reprezentare schematică a interrelatiilor stabiliteîntre âispoziti Vde sistetnutui Cerec; b) elementele unitului Cerec 2.

1. Efectuarea preparației

Manopera diferâ de la caz la caz m funcție de tipul restaurării (inlay, onlay, fațetă, coroană etc.) se efectuează cu un instmmentar rotativ adecvat. **Acuratețea preparației** se verifică atât endooral, cât **mai ales pe monitorul instalației,** care oferă **o imagine mărită de 12 ori la Cerec** 2. Pentru a avea o imagine cât mai corectă asupra preparațiilor este bine ca acestea să fie realizate în corelație cu tipurile de suprafețe care pot fi frezate de către micromotoare.

Preparațiile trebuie să asigure o grosime pe cât posibil uniformă a restaurărilor (minim 1 mm) şi să nu prezinte muchii ascuțite ce induc o concentrare de forțe în masa ceramică, cu apariția consecutivă a unor fîsuri şi fracturi.

2. Achiziționarea datelor:

Acoperirea preparației, cât şi a dinților limitrofi cu o pulbere de **Ti02** este necesară pentru a se evita captarea unei imagini necorespunzătoare (distorsionate). Acest neajuns poate apărea datorită:

— indicilor de reflexie diferiți pe care îl au structurile dentare (smalț şi dentină);

- translucidității crescute a smalțului.

Consecutiv acoperii câmpului protetic cu dioxid de titan se evitâ dispersarea razelor de lumină, obținându-se o uniformizare a indicelui de reflexie pentru toate suprafețele de amprentat.

Amprenta opticâ se realizează cu ajutoml unei **camere intraorale,** dispozitiv ce realizează amprenta optică tridimensională a câmpului protetic. **Amprenta poate fi realizată şi extraoral, m laborator** sau cabinet de **pe un model de lucru,** unde preparațiile şi câmpul protetic m general se acoperă de asemenea cu pulbere de **TiOz.**

Imaginea câmpului protetic este preluată de camera intraorală şi transpusă pe monitor la o dimensiune mult mărită (de 12 ori pentm Cerec 2). Prin poziționarea camerei intraoral se urmăreşte obținerei unei imagini care să satisfacă câteva deziderate:

- să permită vizualizarea marginilor şi limitelor preparației;
- vizualizarea tuturor pereților preparației; - ,
- să nu existe zone ale preparației care să nu poată fi urmărite pe imagine. Când toate aceste condiții sunt întmnite se captează imaginea care prin prelucrare va fumiza informațiile necesare reconstituirii tridimensionale a câmpului protetic. Din acest moment întregul proces de design (componenta **CAD)** este realizat pe baza reproducerii tridimensionale a câmpului protetic în memoria procesomlui. **Când imaginea captată este necorespunzătoare, şi nu asigură optimum de vizibilitate, etapa de amprentare optică** se reia (vezi fig. 21.19.).

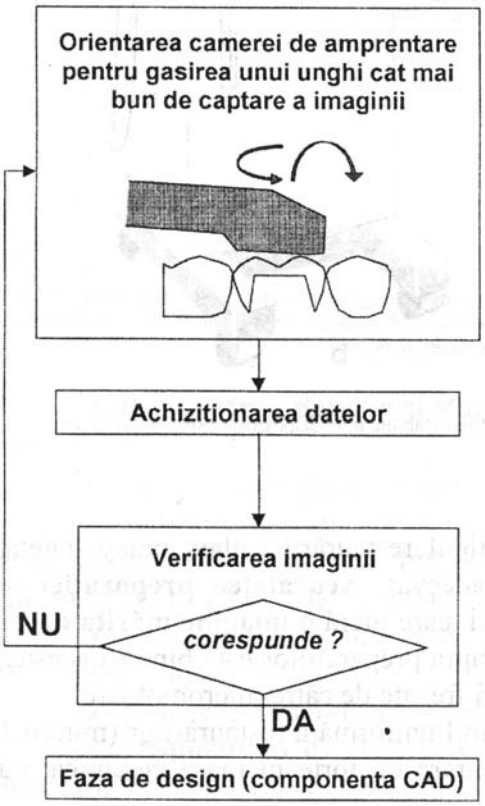


Fig. 21.19. Algoritmul care stă la baza achiziționării imaginii (amprentei

Timpul de desfaşurare al etapei care include aplicarea pulberii şi amprenta optică diferă m funcție de practician şi încadrarea cu personal ajutător al cabinetului. Astfel în tabelul 21.9. redăm timpii necesari fiecărei etape, după R. Bohrs (1996).

3. Elaborarea design-ului restaurării pe ecran (componenta CAD)

Programul cu ajutoml cămia este realizat design-ul restaurației (COS) a fost m permanență îmbunătățit, astfel că la ora actuală este posibilă realizarea oricărui tip de restaurare umdentară.

Stabilirea formei şi morfologiei restaurării se bazează pe reproducerea tridimensională a câmpului protetic. în această etapă operatoml (medicul) trebuie să introducă datele necesare pentm conceperea restaurări. Aceasta se realizează prin:

a) trasarea pe monitor a unor elemente:

- limita cervicală a preparației;
- înălțimea cuspizilor.

b) modificarea unor elemente (linii, puncte) deja trasate (sugerate) de program:

- curba ce corespunde şanțului mezio-distal (şanțul intercuspidian);
- ecuatoml viitoarei restaurări;
- limitele suprafeței ocluzale (în cazul unei restaurări în zona laterală) sau a liniei superioare care delimitează restaurarea în sens V-0 (în cazul unei fațete).

în vederea stabilirii design-ului restaurării trebnie parcurse mai multe etape:

a) trasarea de către clinician a limitelor cervicale ale preparației (fig.21.21.b);

b) trasarea ecuatorului dinților vecini (fig.21.21.c); timpul este necesar pentru aprecierea mai târziu a diametrului M-D al reconstituirii. ;

c) controlul şi eventual modificarea şanțului mezio-distal propus de program (fig.21.2Ld);

d) marcarea vârfurilor cuspizilor dinților limitrofi;

e) stabilirea de către calculator a ecuatomlui restaurării (fig.21.2Le) prin aprecierea acestuia m corelatie cu o bază de date;

f) stabilirea de către calculator a limitelor suprafețelor ocluzale şi eventual modificarea **.or de** către operator (fîg.21.21 .f);

g) construcția automată a restaurării în memoria calculatorului prin unirea liniilor deja itabilite (fig.21.2Lg.).

Tabelul21.10.

Timpii necesari pentru fiecare etapâ a realizării unei restaurări cu sistemul Cerec 2, la diferite nivele de asistență (după BOhrs R.).

Etape	Timpul necesar în funcție de nivelul de asistență						
	Scâzut		Mediu		Inalt		
	Medic	Asistent	Medic	Asistent	Medic	Asistent A	Asistent B
Preparație	05:10	05:10	05:10	05:10	05:10	05:10	-
Aplicarea digii	01:50	01:50	01:50	01:50	-	02:10	02:10
Aplicarea pulberii de TiOz	01:00	-	01:00	-	• -	01:00	-
Amprenta optică	00:20	-	00:20	-	-	00:20	-
Designul CAD	05:20	-	05:20	-	-	06:20	-
Frezarea resturării	01:15	-	-	01:15	-	01:15	-
Ajustarea adaptării	01:10	-	01:10	-	-	02:10	-
Finisarea proximală	00:55	-	00:55	-	-	01:10	-
Gravarea acidâ a restaurârii/silanizare/bo nding	03:50	-	-	03:50	-	-	03:50
Gravarea suprafețelor dure dentare/aplicarea adezivului /bonding	04:10	04:10	04:10	00:20	-	04:10	00:20
Inserarea şi fixarea restaurării	01:20	01:20	01:20	01:20	01:20	01:20	-
Polimerizarea	02:00	-	-	02:00	: - .	02:00	-
Indepârtarea digii	00:30	00:30	-	00:30	-	00:40	-
Indepărtarea excesului de ciment	06:40	06:40	06:40	06:40	06:40	06:40	-
Finisarea	02:20	02:20	02:20	02:20	-	02:50	-
Verificarea adaptării, aplicarea lacului fluorizant	01:05	01:05	01:05	01:05	-	01:20	-
total	38:55	23:05	31:20	26:20	13:10	38:35	06:20

Sistemul Cerec oferă mai multe modalități de realizare a etapei **CAD:**

1. Extrapolare - design-ul se realizează direct pe monitor fară nici o etapă intermediară (corespunde etapelor prezentate în figura 21.21.). Este modalitatea de design cea mai des folosită, având rezultate clinice bune.

2. Corelația 1 - este modul de design cel mai laborios, indicat în special la cazurile în care sistemul Cerec este utilizat în laborator, nefiind urmărită realizarea restaurării m acceaşi

şedinţâ. Morfologia ocluzală obţinutâ prin acest procedeu este mai bună decât cea obţinută prin modalitatea de **extrapolare.**

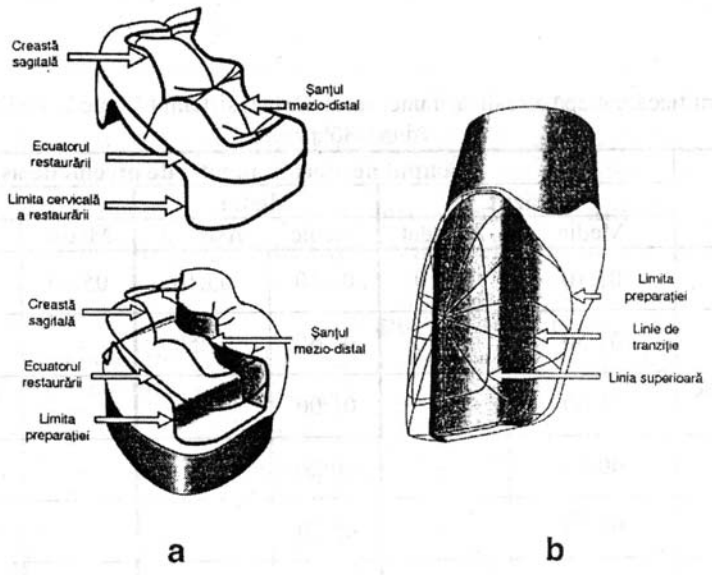


Fig. 21.20. Elementele de bazâ ale unei restaurâri realizate cu sistemul Cerec. a) liniile necesare pentru stabilirea design-ului restaurârii cu sistemul Cerec 2. Linia care marchează şanţul M-D nu se întâlneşte la Cerec 1, sistem ce nu permite individualizarea mortblogiei ocluzale; b) liniile ce trebuie stabilite pentru realizarea unei t'aţete ceramice folosind programul Cerec Veneer 1.0. De remarcat câ liniile sunt aproximativ aceleaşi cu cele stabilite şi în cazul restaurârilor din zona laterală cu excepţia celei care demarchează limita preparaţiei în sens V-0 linia superioară (top line).

Designul obţinut prin **Corelaţia 1** presupune două variante, fiecare cu etapele ei caracteristice:

Varianta 1

- preparaţia dentară;
- amprenta optică a preparaţiei;
- macheta viitoarei reconstituiri în cavitatea bucalâ, din cearâ sau dintr-o răşină (metoda directă);
- amprenta optică a preparaţiei cu macheta pe câmp;
- conceperea design-ului restaurârii de câtre calculator pe baza datelor fumizate de cale două amprente.

Varianta 2

- preparaţia dentară;
- amprenta clasică a preparaţiei pe baza căreia se confecţionează un model de lucru;
- amprenta optică a preparaţiei de pe modelul de lucru;
- realizarea machetei restaurării pe modelul de lucru;
- amprenta optică a preparaţiei cu macheta pe model;
- conceperea design-ului restaurării de către calculator pe baza datelor fumizate de cele două amprente.

3. Corelaţia 2 - este aplicabilă m cazul unei leziuni carioase proximale fară afectarea suprafeţei ocluzale a dintelui şi constă m următoarele etape:

- amprenta optică a coroanei dentare înamte de preparaţie;
- amprenta optică a coroanei dentare după realizarea preparaţiei;
- stabilirea design-ului restaurării în corelaţie cu morfologia coronară preexistentă.

4. Frezarea restaurării (componenta **CAM)**

Odată definitivată etapa de concepere a morfologiei restaurării, datele despre forma acesteia sunt transformate într-un set de instrucțiuni ce vor fi transmise dispozitivului de frezare.

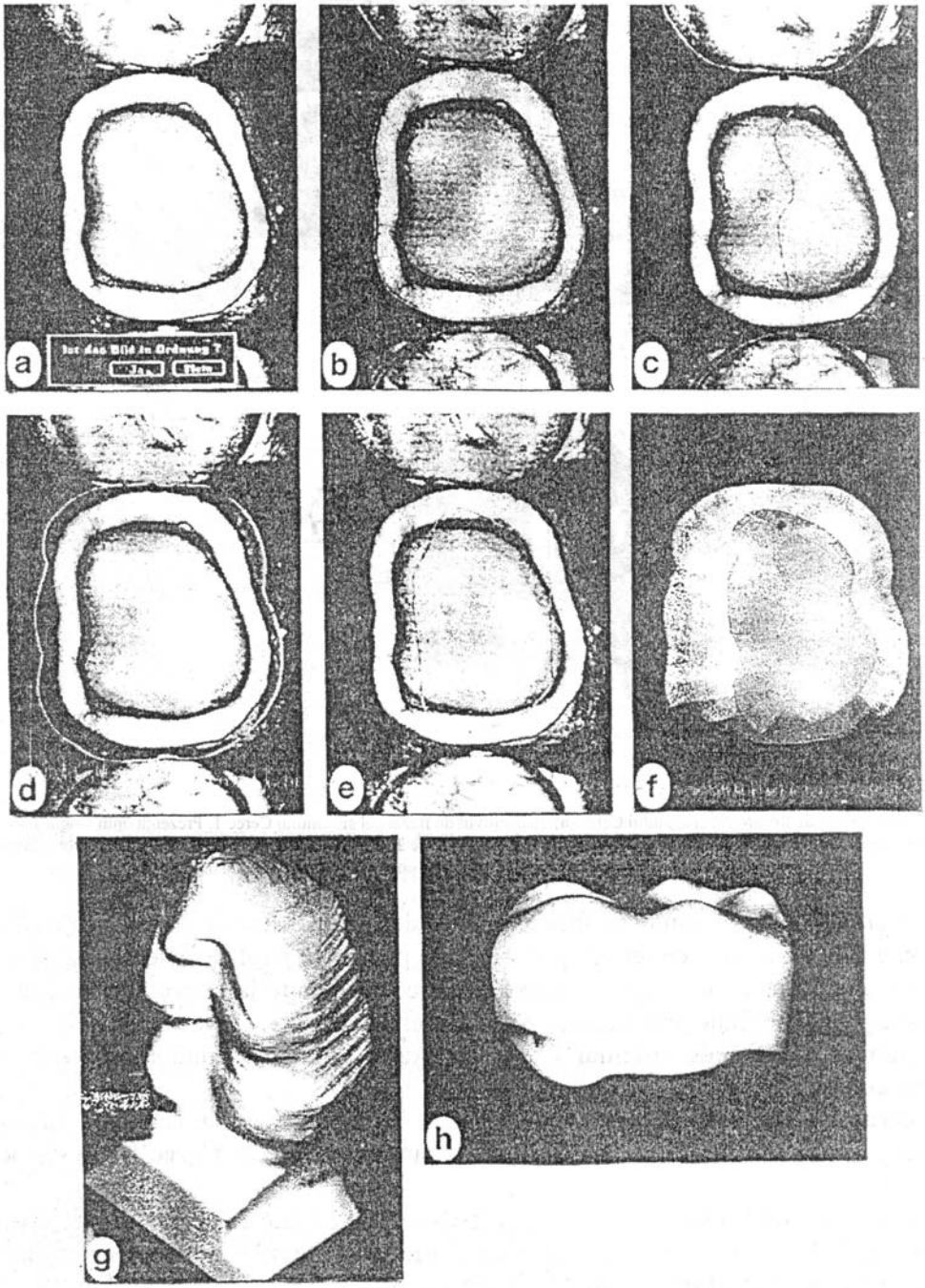


Fig. 21.21. Etapele componentei CAD a sistemului Cerec 2. a) verificarea corectitudinii imaginii achiziționate. In această fază clinicianul poate accepta sau renunța la amprenta (imaginea) achiziționată. b) trasarea de către clinician a limitelor cervicale ale preparației; c) linia mezio-distala propusă de program (COS) poate fi modificată de operator (medic) pe monitor; d) ecuatorul restaurârii propus de program (acest parametru poate fi de asemenea modificat de clinician); e) limitele suprafeței ocluzale (crestele sagitale şi crestele marginale) propuse de program se adaptează în funcție de morfologia dorită; f) generarea de către program (COS) a imaginii tridimensionale a viitoarei restaurâri; g) frezarea în blocul ceramic a restaurârii, h) restaurarea finalizată (vedere dinspre lingual).

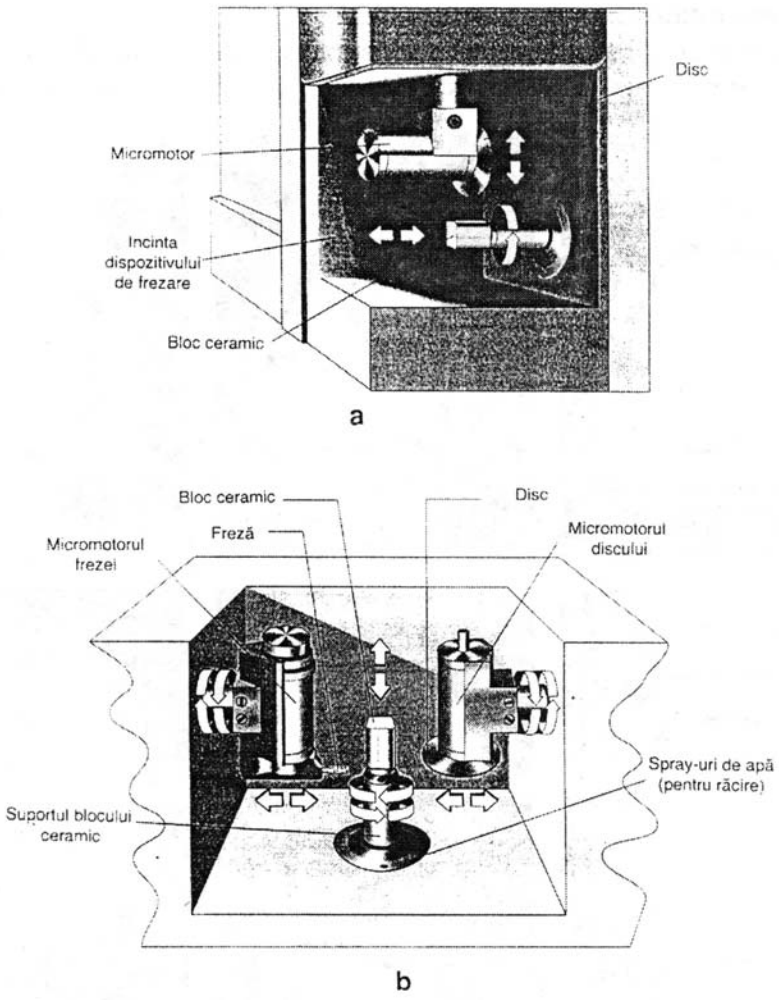


Fig. 21.22. Dispozitivele de frezare ale sistemului Cerec. a) dispozitivul de frezare al sistemului Cerec 1. Prezența unui singur motor cu 1 disc limitează indicațiile sistemului. b) dispozitivul de frezare al sistemului Cerec 2: introducerea celui de-al doilea micromotor a lărgit gama de restaurări ce pot fi obținute permițând realizarea unor morfologii mult mai complexe.

Frezarea blocului ceramic se face altemativ de către cele două dispozitive de frezare (la Cerec 2) sub răcire continuă cujet de apă. Mişcările pe care le pot face cele două dispozitive ale sistemului Cerec 2 sunt mult mai complexe decât cele întâlnite la Cerec 1 şi în consecință şi suprafețele ce pot fi obținute prin frezare sunt mai complexe.

Ceramica folosită de sistemul **Cerec** este de două tipuri, fiind livrată sub formă de **blocuri ceramice.**

- ceramica sticloasâ (Cerec Dicor MGC*) - asemănătoare cu ceramica tumată **Dicor.** Se prezintă în două nuanțe: **Cerec Dicor light** (nuanță deschisă) şi **Cerec Dicor dark** (nuanță mai închisă);

- ceramica feldspatică (clasa 11) - pentru restaurâri integral ceramice (temperatură de sinterizare între 1100 şi 1250 °C). în această categorie se încadrează blocurile **Cerec Vita Mark 1** (sau Mk I) şi **Cerec Vita Mark II** (sau Mk II) care se prezintă în mai multe nuanțe.

în prezent, cea mai utilizată ceramică pentru sistemul Cerec este **Cerec Vita Mk II** (lansată în 1991). Aceasta se caracteizează prin:

* MGC (Machinable Glass Ceramic) - ceramicâ sticloasă pentru prelucrare prin frezare.

• stmctură omogenă şi o dimensiune medie a particulelor de feldspat de *4[im* faţă de 10-50 *[im* cât este dimensiunea particulelor la Cerec Vita Mk I.

• matricea feldspatică consecutiv gravajului acid prezintâ un microrelief ce influenţează favorabil adeziunea la structurile dure dentare m timpul fixarii cu cimenturi diacrilice.

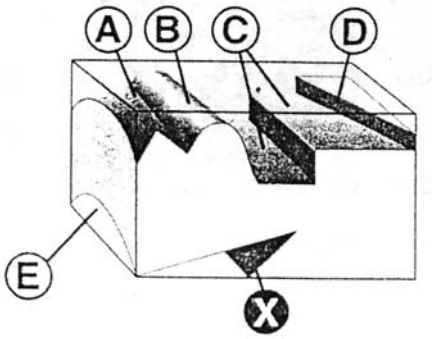


Fig. 21.23. Suprafeţele de bază care pot fi trezate în blocul ceramic cu sistemul Cerec. A, B şi C sunt suprafeţe care pot fi obţinute atât cu sistemul Cerec 1 cât şi cu Cerec 2. Introducerea Frezei cilindrice la sistemul Cerec 2 a facut posibilă obţinerea supretaţelor marcate cu D şi E. Suprafaţa X nu poate fi obţinuta cu nici unul dintre sisteme, deoarece necesitâ freze tbarte efilate. De altfel acest tip de suprafeţe sunt contraindicate în cazul restaurârilor integral ceramce deoarece pot induce fracturi în masa ceramicii.

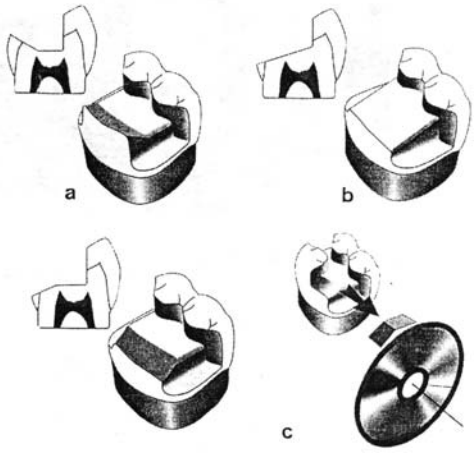


Fig. 21.24. Principalele tipuri de suprafeţe ce pot t1 obţinute cu sistenuil Cerec. a) şi b) sunt suprafeţe ce pot 11 realizate atât cu sistemul Cerec 1 cât şi cu Cerec 2; c) suprafaţă internă care nu poate fi realizata cu Cercc 1. Introduccrea la Cerec 2 a frezei cilindrice permite realizarea acestor suprafete.

Procera

Sistemul integral ceramic **Procera*** a fost descris pentru prima dată m 1993 (Andersson), fiind diponibil pe piaţa din acelaşi an (3). Principiul tehnicii constă m realizarea unui nucleu din oxizi de aluminiu, prin tehnici **CAD/CAM,** nucleu ce urmează sa fie placat cu o masă ceramică specială.

Datele sunt achizitionate de pe un model cu ajutorul unui profilometm, apoi sunt achitionate şi prelucrate pe un computer pe care se va realiza si designul tridimensional al nucleului ce se doreste obtinut. Datele ce contin designul nucleului sunt transmise apoi la o instalatie centrală care realizeazâ frezarea propriu-zisâ a nucleului din blocul de oxizi care este apoi placat cu o masă ceramică feldspatică ce asigură aspectul estetic al restaurării.

21.3.2.2. FREZARE PRIN COPIERE
Celay

Existâ sisteme a căror funcţionare se bazează pe copierea unei machete şi realizarea pur mecanicâ a piesei protetice (neasistată de calculator).

* Nobel Biocare AB, Goteborg, Suedia

Principiul sistemului **Celay** (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Elveția) constă în frezarea pur mecanică a unei piese protetice integral ceramice deosebit de precise dintr-un bloc ceramic pnncjOpi^eawiei machete dip râşină cu ajutorul unui profilometru (fig. 21.26.).

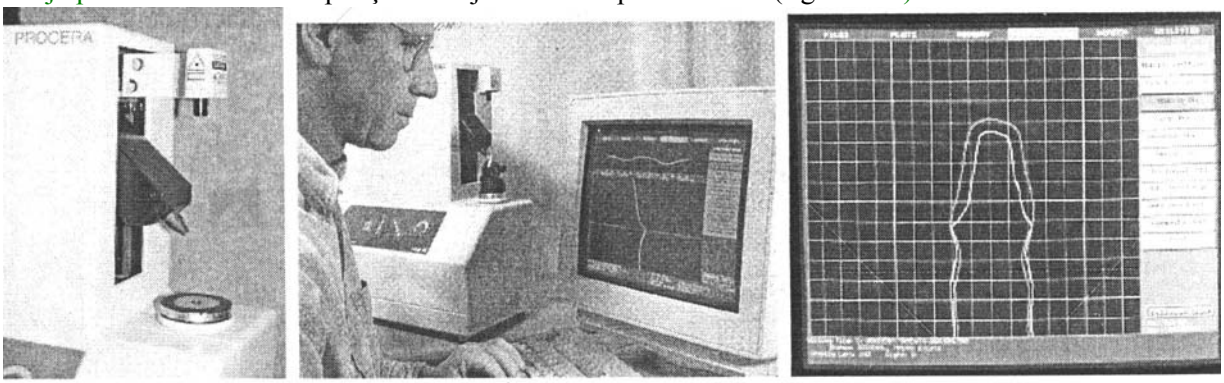


Fig. 21.25. Imagini din timpul realizarii unei RPF cu ajutorul instalatiei Procera: a) dispotivul de scanare, b) prelucrarea pe computer a^atelor si c) elaborarea designului restaurarii protetice.

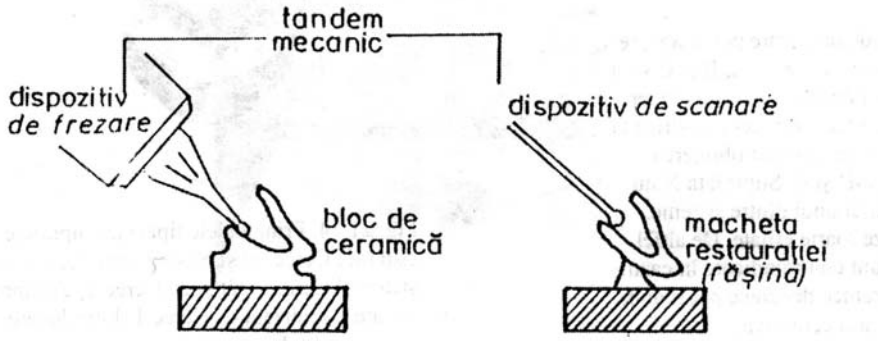


Fig. 21.27. Principiul de funcționare al sistemului Celay.

Sistemul constă dintr-un unit în care sunt înglobate două dispozitive care acționează simultan:

- dispozitivul de scanare (profilometrul) - o tijă metalică care urmăreşte conturul machetei realizatâ din răşină diacrilică (Celay-Tech).

, - dispozitivul de frezare constă într-un micromotor cu freze diamantate de diferite forme. Forma frezelor (globulară, efilată, disc) este corelată cu forma profilometmlui, freza şi profilometrul acționând simultan şi pe aceeaşi direcție.

Descrierea sistemului

Preparatia efectuatâ este amprentatâ clasic (nu cu amprentare optică), apoi se toamâ un model pe care se realizează **macheta.** Aceasta se modelează dintr-o **RDC fotopolimerizabilă** (Celay-Tech) (fig. 21.28) şi se fixează m dispozitivul de scanare. Prin deplasarea profilometrului pe suprafața machetei (acțiune controlată manual) se va deplasa simultan şi micromotorul care va reduce prin frezare din blocul ceramic. Frezarea se face cu freze diamantate, sub răcire continuă cujetde apă.

La ora actuală sistemul **Celay** este folosit la realizarea de restaurări protetice fixe prin **două procedee:**

a) prin **copierea unei machete modelate corespunzător unei morfolgii şi uniii volum identic cu cel al viitoarei restaurări.** în acest caz se folosesc blocurile din ceramică feldspatică cu granulație fină **Celay Vita.**

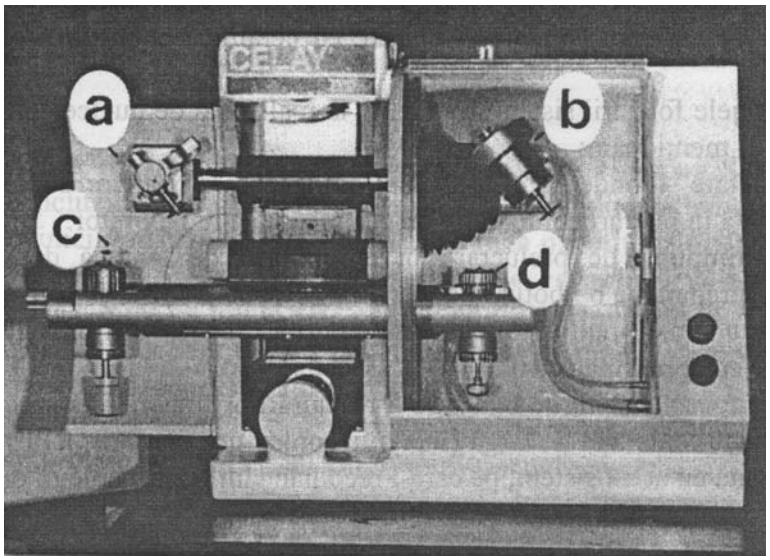


Fig. 21.27. Unitul sistemului Celay dindotarea Clinicii de Protetică Dentară UMF „Victor Babeş" Timişoara: a) dispozitivul de scanare;b) dispozitivul de frezare; c) macheta restaurării; d) blocul ceramic.

Piesa care va rezulta (inlay-ul sau onlay-ul) prin această tehnică are nevoie în final de unele mici retuşuri. Acest procedeu nu este utilizat pentm lucrări mai voluminoase (ex. coroane, punți) datorită erorilor ce pot apare m timpul frezării.

b) prin copierea unei machete mai reduse față de volumul final al restaurârii; această tehnică presupune obținerea unui nucleu din A^Oj ce va fi infiltrat cu o sticlă (asemănător procedeului In-Ceram) pe care se vor depune straturi succesive de masă ceramică.

Pentru realizarea nucleului se folosesc **blocuri** din **oxid de aluminiu presinterizat industrial - Vita Celay Alumina.** Tehnica este utilizată la realizarea de nuclee ceramice pentru coroane şi proteze parțiale reduse, care ulterior vor fi placate prin tehnici clasice de stratificare.

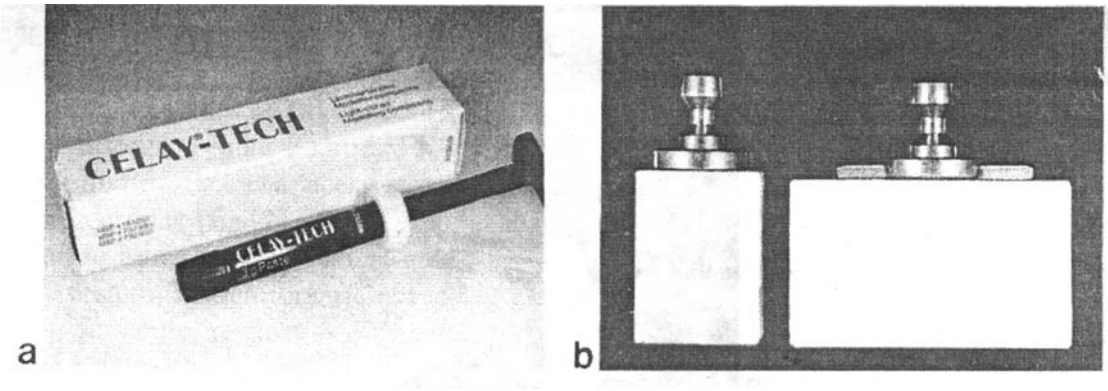


Fig. 21.28. a) RDC Celay-Tech b) blocuri din *A\i0-s* (Vita Celay Alumina) pentru coroane şi RPF pluridentare.

Precizia şi fiabilitatea sistemului Celay au facut ca acesta să fie aplicat cu succes şi în alte situații cum ar fi:

a) realizarea de suprastructuri pentru implante: Procedeul este utilizat la obținerea de nuclee din AliOs presinterizat (blocuri ceramice Celay Vita alumina). Nucleele obținute sunt infiltrate cu sticlă de aluminosilicat de lantan (LaA^OsSiOs), iar apoi placate cu ceramică prin metoda stratificării.

In prezent tehnica este folosită doar la realizarea de coroane de înveliş pentru acoperirea implantelor.

b) frezarea prin copiere a nucleelor din *ZrO^* presinterizat pentru coroane şi PPF. Aceste nuclee sunt de asemenea tratate şi placate cu ceramică cqnform procedeului In-Ceram (Hiils, 1995).

Dintre avantajele folosirii sistemului **Celay** la realizarea de nuclee ceramice (prin tehnica descrisă la punctul 2) menționăm:

- o „împachetare" (condensare) mult mai omogenă a cristalelor de AlzOs sau ZrOz prin sinterizarea industrială m blocuri comparativ cu cea efectuată m laborator.
- scurtarea timpului de prelucrare în laboratorul de tehnică dentară cu 8-10 ore, nemaifiind necesare prepararea barbotinei, depunerea acesteia pe bont şi prima sinterizare.
- o infiltrare a sticlei mult mai compactă datorită substmcturii presinterizate şi creşterea rezistenței mecanice cu aproximativ 10%.

Celay este singuml sistem de realizare a restaurârilor integral ceramice prin frezare care are m prezent o aplicabilitate atât de largă (inlay-uri, onlay-uri, coroane, RPF). Colectivul nostru are o experiență bogată cu acest sistem, pe care-1 recomandăm pentru colegii din țara noastră.

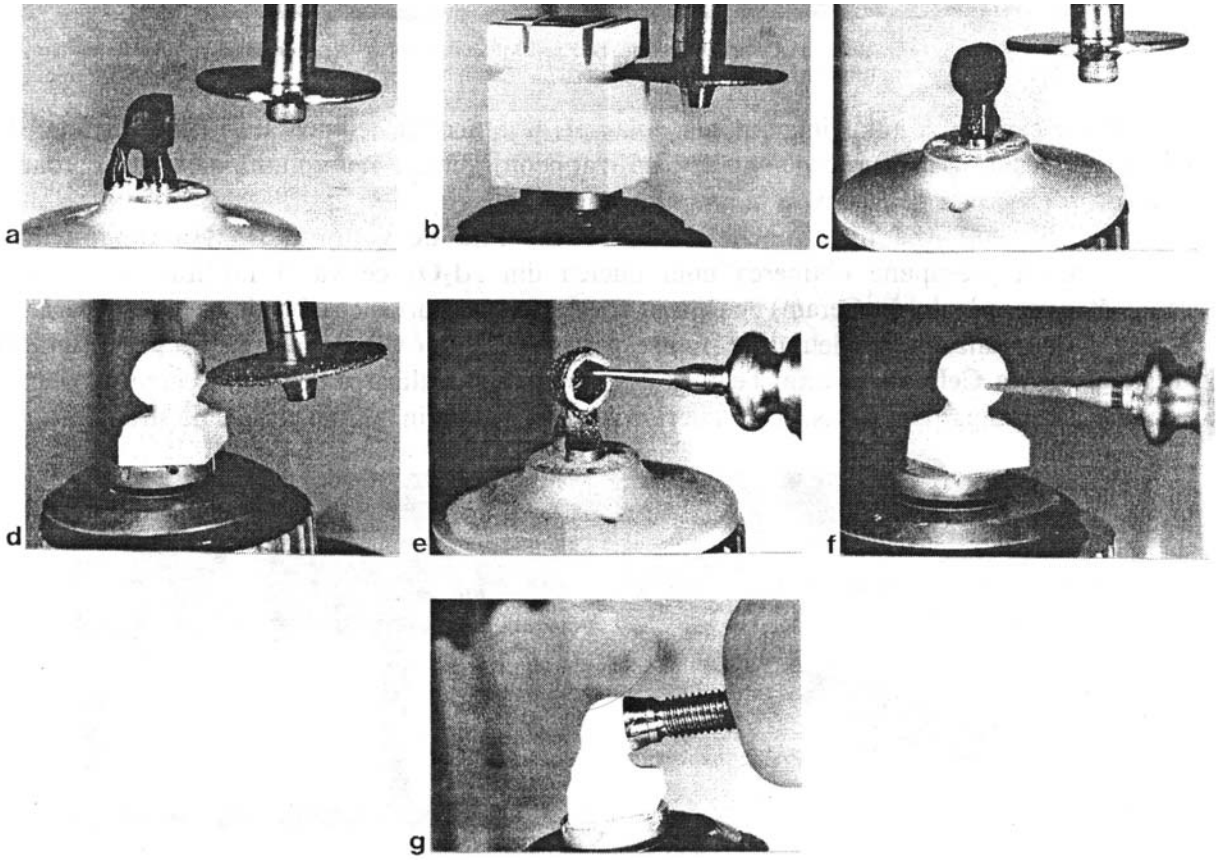


Fig.21.2. Obținerea de nuclee din AlzOi pentru coroane şi punți a) macheta unei cape modelată din răşină în dispozitivul de scanare Fig.21.3. b) frezarea în blocul ceramic a nucleului c) macheta nucleului pentru un corp de punte d) nucleul finalizat

21.4. CONSIDERATII CLINICE

După o perioada de aproape două decenii de utilizare clinică a **SIC** au fost elaborate aprecieri şi unele concluzii referitoare la performanţele şi fiabilitatea anumitor tehnici integral ceramice. Pametrii clinici urmăriti au fost: **estetica, analiza parametrilor lîzici** (ex. rezistenţa la încovoiere a maselor ceramice) **pentru diferitele mase ceramice, volumul de informatii, precum si rezultateale clinice cu unele SIC pentru anumite tipuri de restaurari protetice.**

In urmâ cu zece ani **Siebert C.K.** a pus **douăsprezece** întrebări care vizau reconstituirile integral ceramice recomandând cercetătorilor să răspundă la ele m viitor (57). latâ aceste întrebări:

1. Biocompatibilitate pulpară şi/sau gingivală (toxicitate sau neutralitate) ?
2. Care este designul optim al preparaţiilor ?
3. Morfologia reliefului ocluzal ? [1]- 4. Depunerea de placă ?
5. Aspecte ce privesc tehnologia clinică şi de laborator;
6. Adaptabilitatea marginalâ **(in vitro >** 50 (J.m; **in vivo** > 150 *[im);*
7. Stabilitatea pereţilor dentari restanţi (cu referire la raportul smalţ/ciment adeziv);
8. Păstrarea m timp a morfologiei iniţiale a refacerii ?
9. Stabilitate cromatică ?
10. Adaptare marginală cu precădere cervicală ?
11. Aderenţa şi adeziunea la ţesuturile dure dentare şi dizolvarea în mediul bucal a cimenturilor diacrilice ?
12. Preţuri de cost, avantaje, dezavantaje.

Aceste întrebari îşi găsesc actualitatea şi astăzi, motiv pentru care încercăm şi noi să răspundem la ele, printr-o analizare a datelor de literatură.

Daca s-ar urmări m dinamicâ, volumul informaţiilor şi datelor referitoare **SIC** se poate spune că există un interes din ce în ce mai mare în ceea ce priveşte utilizarea acestor tehnologii în protezarea fixă.

Astfel, un studiu relativ recent (Kelly J.R.) a prezentat o statistică a numărului de articole ce abordau diferite aspecte ale utilizării ceramicii dentare publicate între 1981 şi 1993. Autorii au efectuat şi o clasificare a acestor publicaţii m funcţie de parametri estetici şi fiabilitatea sistemelor ceramice (fig. 21.30.). **Numârul de** 35 **de publicaţii din 1991 faţă de numai 10 în 1983,** apărute într-o singură revistă constituie o dovadâ pentru interesul m continuă creştere îri ceea ce priveşte utilizarea ceramicii m stomatologie.

Un alt studiu, realizat de Rosenblum M. (53) a estimat câ în intervalul 1990-1997 au fost realizate aproximativ 35 **milioane de restaurări protetice din care peste** 71% **prezentau componentă ceramică.** Această folosire masivă a ceramicii ca material de restaurare, demonstrează că prin efectul estetic deosebit pe care-1 asigură, el depăşeşte toate materialele existente din ansamblul care ne stâ la dispoziţie până în prezent.

La ora actuala tehnica metalo-ceramică este mai răspândită decât **SIC. Din păcate, SIC au un preţ de cost încă ridicat, în parte datorită dotârii iniţiale soffisticate pe care o presupun, alta decât metalo-ceramica.**

Kappert (34,35,36), a analizat comparativ majoritatea **SIC** existente vis-a-vis de tipurile de restaurări protetice ce se pot realiza şi indicaţiile acestora m anumite situaţii clinice (tabelul 21.11.).

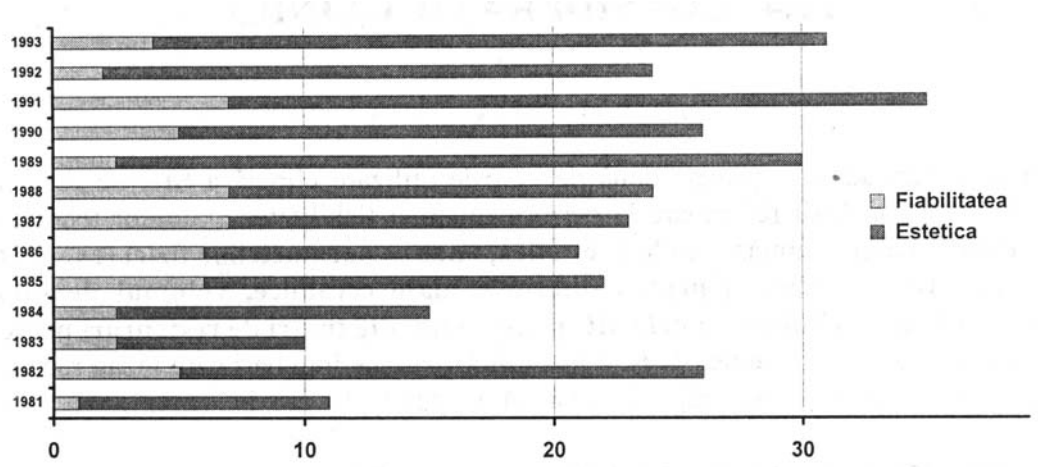


Fig. 21.30. Numârul articolelor despre ceramica dentarâ publicate între 1981 şi 1993 în The Journal ot'Prosthetic Dentistry (dupa Kelly J.R.).

Prin comparație cu datele obtinute de Kappert, există însă şi altele care indică utilizarea ceramicii presate IPS Empress şi pentru realizarea de restaurări protetice fixe cu un intermediar în zona frontală. Aceleaşi comentarii se pot face şi pentru sistemul **CAD/CAM** Cerec, msă cu mentiunea ca designul restaurării realizându-se exclusiv pe computer şi fiind astfel oarecum mai greoi, reduce flexibilitatea sistemului.

Tabelul2î.ll.

Restaurările care se pot realiza cu diferite sisteme integral ceramice (34)

Tehnologie	Sisteme	Indicații / contraindicații xx = recomandate / posibile; (x) = dificil de realizat; * = contraindicate; (xx) = posibile, dar nu încă disponibile				
		fațete	inlay / onlay	coroane	punți (zona anteioară)	punți (zona posterioară)
stratificare (fără nucleu)	Biodent - Inlay Duceram LFC Optec HSP Vintage Lamina VitadurAlpha	XX	XX	(X)	*	*
stratificare (cu nucleu)	Duceram LFC Vita HiCeram	*	XX	XX	*	*
infiltrare	Vita InCeram/ Alumina Spinell ′ Zirconia	/ . *	XX	XX	XX	(XX) -
turnare	Dicor	XX	XX	XX	*	*
Injectare	Empress Optec OPC Cerapress	XX	XX	XX	*	*
copiere	Celay / Vita Celay	XX	XX	XX	XX	XX
	Cerec / Vita Cerec Mark 11	XX	XX	x	*	. *
CAD/CAM	DCS / Vita Blanks InCeram	XX	XX	XX	x	x
	Procera	*	*	XX	*	*
sonoeroziune	DFE (Krupp) (Espe)	(XX)	(XX)	(XX)	(XX)	(XX)

Fiabilitatea unui **SIC** este dată şi de rezistența mecanică a maselor ceramice utilizate în cadrul său în vederea obținerii restaurărilor protetice. Astfel, există studii care analizează comparativ diferitele tipuri de mase ceramice existente, rezultatele obținute fiind net favorabile ceramicilor modeme armate cu oxizi (fe tipul In-Ceram).

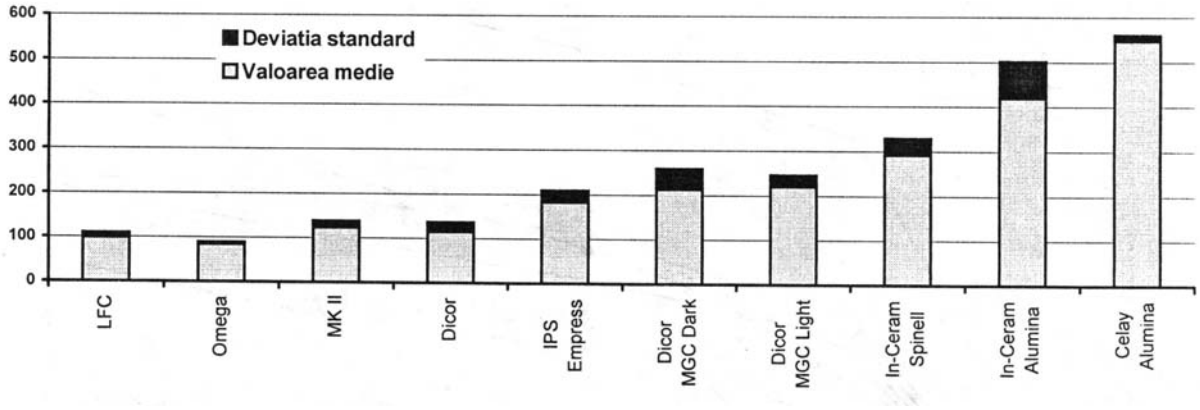


Fig. 21.31. Rezistenja la incovoiere a diferitelor mase ceramiee (dupa Lilthy, 1996)

Rezistența la încovoiere a **SIC** este mai slabă decât cea a unei restaurări metalo-ceramice fapt datorat lipsei scheletului metalic, ceea ce reduce aplicabilitatea **SIC** în situatiile clinice care necesită restaurări protetice de amploare. Studii clinice (Malament şi Grossman 1992) au dovedit apariția fisurilor şi fracturilor la coroanele de înveliş integral ceramice care au fost fixate cu cimenturi convenționale. Aceste defecte pot fi drastic reduse prin fixări cu **cimenturi diacrilice cu inițiere chimică a polimerizării** sau **foto-chimică** (dual cure). Utilizarea acestor cimenturi presupune un dublu gravaj acid (cu H3P04 pentru țesuturi dure dentare şi cu **HF** pentm ceramică) aplicarea de adezivi dentinari precum şi procedee de silanizare (vezi capitolul 18.2.).

Mulți autori, printre care Jones (1987), Calamia (1989), Christensen (1990), Jordan (1989), Strassler (1989), Muenninghoff (1990) atestă o rată a eşecurilor de 0-9,2 % cu reconstituiri din **SIC** de-alungul unui interval de 1,5-4 ani. Ei etichetează drept eşecuri următoarele situații: **pierderea adaptării marginale, cu aparitia consecutivă de modificari cromative m treimea cervicală, fîsuri şi fracturi parțiale.** In ceea ce priveste aceşti parametrii - **adaptabilitatea pieselor protetice obținute cu sistemele aditive este m general mai bună față de cele obținute prin frezare.** In cadrul acestora din unnă frezarea prin copiere este superioară din acest punct de vedere, **restaurările obținute cu sistemul Celay având o închidere marginală şi o adaptabilitatea mai bună decât cele obținute cu tehnicile CAD/CAM.** Astfel se poate desprinde că nu neapărat ce este foarte nou şi sofisticat este mai bun şi mai precis. Aceeaşi remarcă poate fî facută şi m cazul esteticii pieselor protetice care în situația utilizarii unei individualizari exteme (tehnica utilizată cu precadere pentru sistemele subtractive) este inferioară celei obținute prin individualizare de masa. Aceasta, deoarece se realizează ntr-un mod mai apropiat de acela în care are loc şi distribuția culorilor într-un dinte (dentina, smalț).

Legat de capacitatea maselor ceramice de a abraza țesuturile dure dentare antagoniste, au fost elaborate studii care au urmărit uzura mai multor categorii de materiale dentare şi a smalțului la diferite intervale de timp (6, 18 şi 33 luni şi 5 ani). S-a determinat astfel că uzura nu depinde numai de duritate ci şi de rugozitatea suprafeței (ex. compomerii produc o abrazie asemănătoare cu cea a ceramicii sticloase tumate). Dintre toate materialele testate, cea mai accentuată abrazie a fost produsă de masele ceramice sticloase (fig. 21.31.).

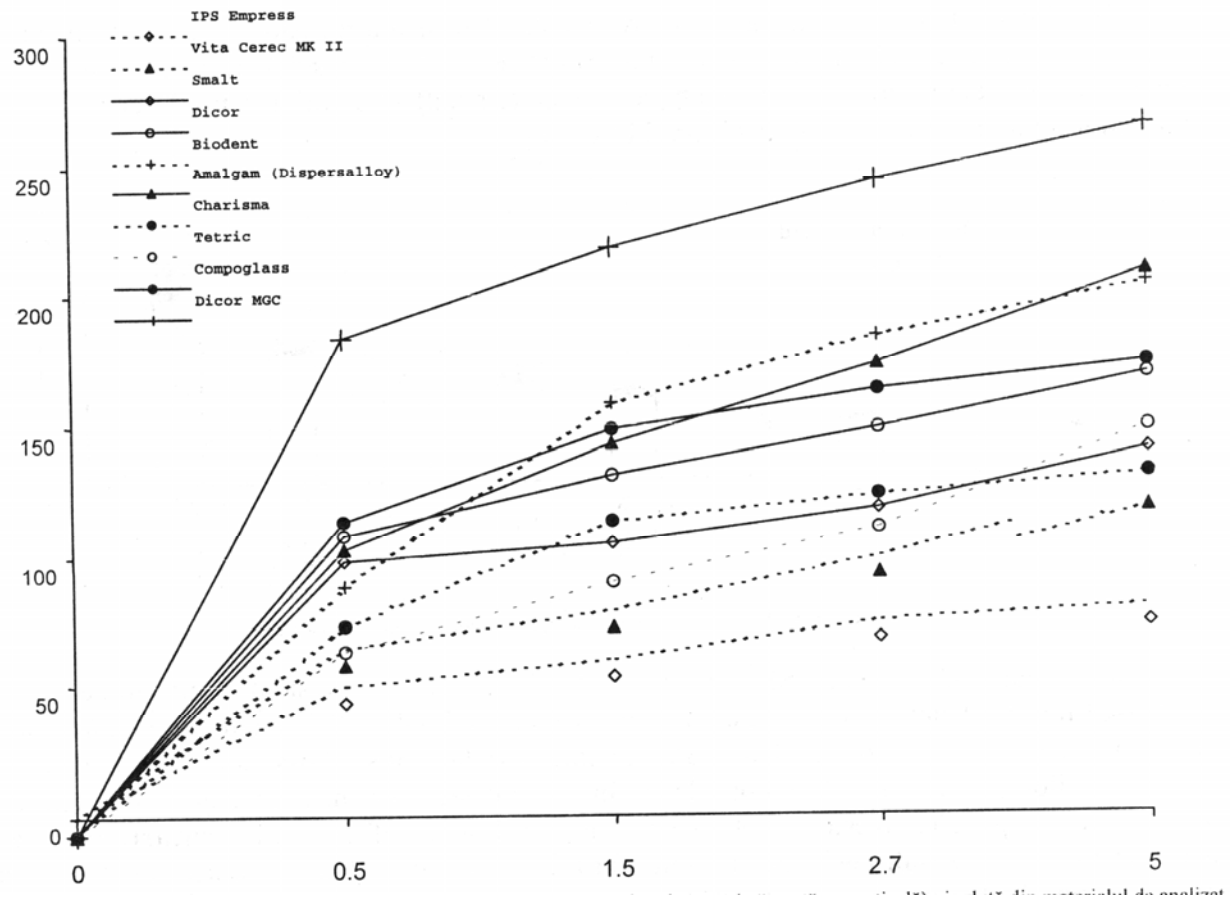
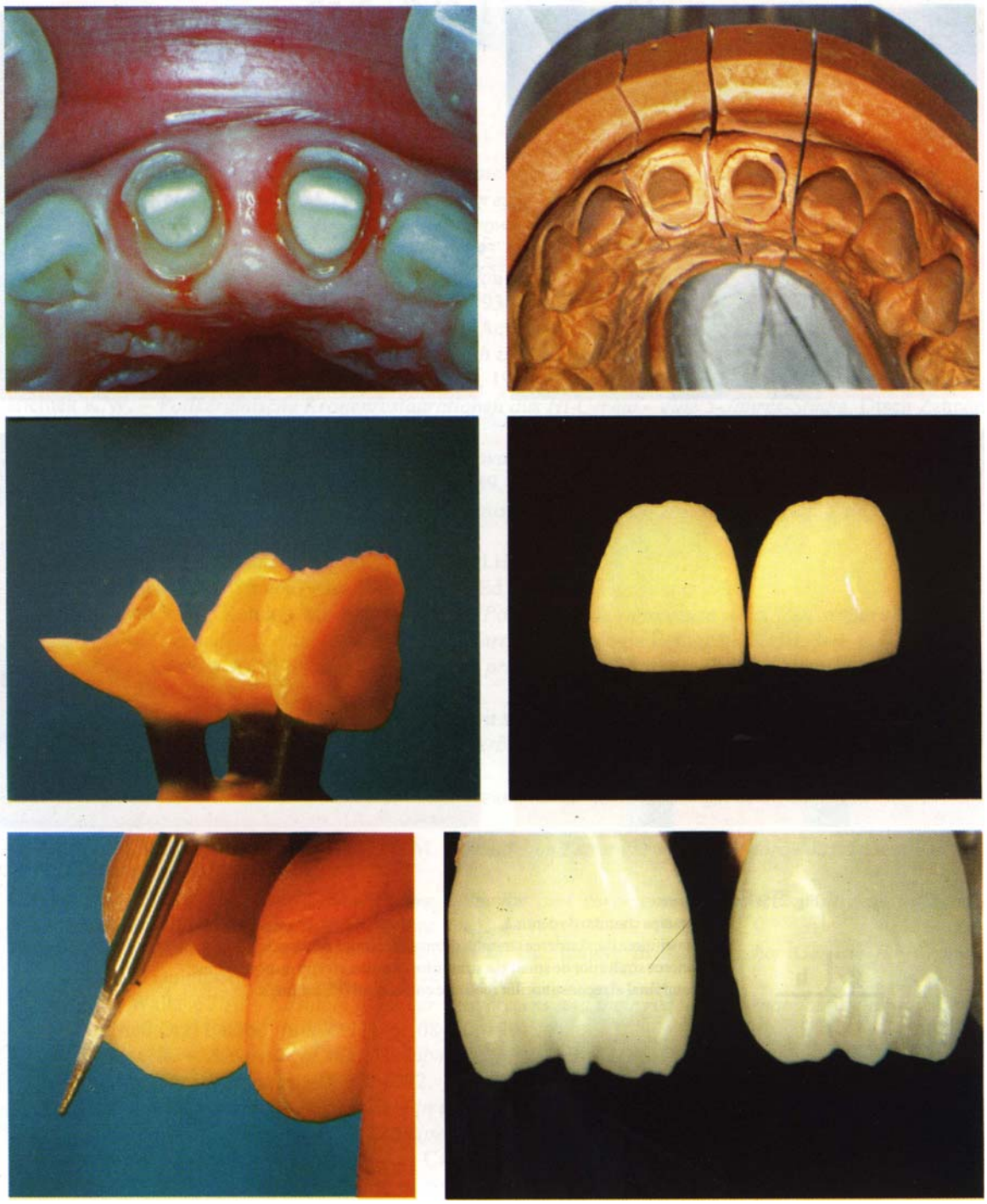


Fig. 21.32. Abrazia totală exprimată prin suma (în (xm) dintre maximum de substanță (masurată pe verticalâ) pierdutâ din materialul de analizat (ceramică, arnalgam, râşini diacrilice compozite, compoi-ner) şi structurile dure dentare (smalț) la nivelul stopului ocluzal. A tbst analizata comparativ în cadrul aceluiaşi test şi abrazia la nivelul stopurilor ocluzale dintre smalț şi smalț (după Lutz F., Oddera M. şi Krejici 1.)

Din cele expuse se desprinde faptul că **SIC** sunt într-o continuă dezvoltare. Faptul câ scheletele metalice au dispărut la această categorie de restaurări, este un lucru pozitiv. A afirma în prezent care dintre **SIC** sunt cele mai performante este cu totul prematur, proba timpului urmând să-şi spună cuvântul. ' ; Despre **SIC** s-ar putea scrie foarte multe lucmri interesante. Dezvoltarea acestor tehnologii este dinamică şi impresionantă. Prezentul capitol a fost inserat m lucrarea de față pentru a sensibiliza practicienii din țara noastră asupra stomatologiei viitorului.



A	B
C	D
E	F

Fig. 21.33. B.F. bărbat, 30 ani, distmcții coronare refâcute cu obturații din RDC la 1.1 şi 2.1. După devitalizare s-au realizat două DCR din aliaje nobile. a) cele două bonturi preparate, b) model de lucru dintr-un gips extradur clasa IV (Noritake), c) machete din ceară,d) nucleul ceramic IPS Empress după injectarea mase iceramice ,e)retuşuri realizate prin frezare pentru obținerea efectelor cromatice de profunzime, f) realizarea efectelor (incizuri verticale) pentm obținerea transparenței incizale,

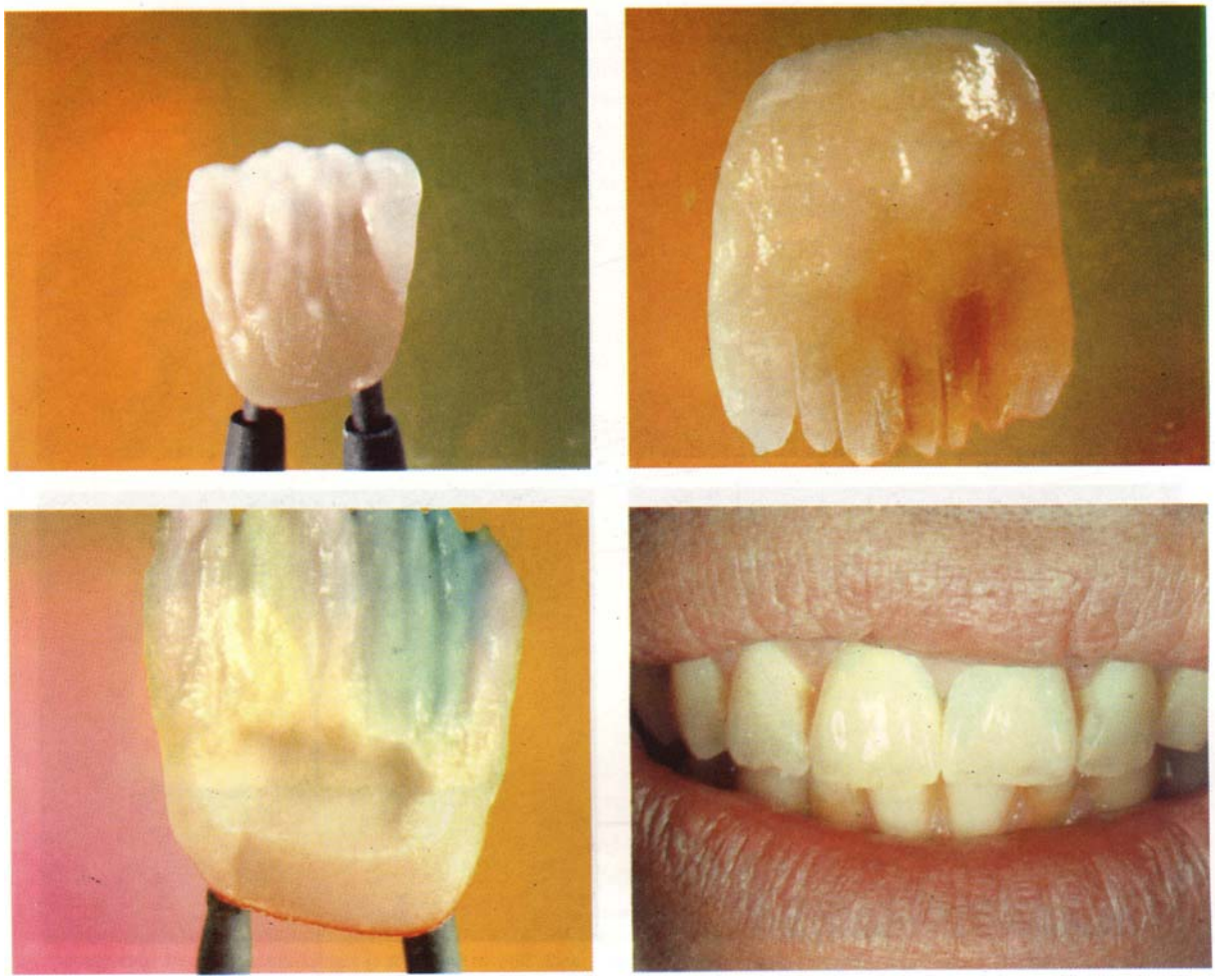


Fig. 21.33. Continuare g) depunerea stratului de dentină,
h) reconstituirea după arderea stratului de masă ceramică dentinară, i) depunerea straturilor de smalţ şi a straturilor care dau efectul de profunzime j) aspectul final al reconstituirilor realizate cu sistemul IPS Empress.

G	**H**
I	**J**

21.5. Bibliografie

1. Academy of Dental Materials - Clinically Appropriate Alternatives to Amalgam. *Volume 9, 1996.*

2. Allard Y. — Une nouvelle ceramique dentaire: l'Empres. Realites Cliniqiies, *2 (4), 477-488, 1991.*

3. Andersson M., Oden A. - A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with ^orce/am. *Acta Odontol Scand 51, 59-64, 1993.'*

4. Andersson M., Oden A. — A new all-ceramic crown. A dense-sintered high purity alumina -cop'mg with porcelain. *Acta Odontol Scand; 51: 59-64, 1993.*

5. Andersson M.,0den A. -A new all-ceramic crown. *Acta Odontol Scand 51, p.59, 1993.*

6. Barkmeier W.W., Latta M.A. - Shear bond strength ofDicor using resin adhesive systems and light activated cement. *J Esthet Dent May-Jun, 3 (3), p.95-9, 1991.*

7. Bieniek K.W. — Vollkeramische Kronenrestaurationen aus Hi-Ceram - eine 5-Jahres-Studie. *Dtsch Zahnărztl Z 47,p.614, 1992.*

8. Bieniek K.W., Zitzmann N., Spiekermann H. - Innovative vollkeramische Kronen- und Bruckensysteme - Eine kritische Bewertung (II). *Quintessenz 44, p.689, 1993.*

9. Bose M., Ott K.H.R. - Wissenschaftliche Erkenntnisse uber dasCerec-System. *Dtsch 2,ahnarţzl Z 49, 671, 1994.* - ;

10. Bratu D. si colab. - Materiale dentare. Vol 1 - III, *Ed.Helicon, 1994.*

11. Bratu D., Fabricky M. - Sisteme integral ceramice, *Ed. Helicon, Timişoara. 1998.*

12. Bratu D., Leretter M., Romînu M., Fabricky M. - Posibilitâți de optimizare a calitâtii stopurilor ocluzale cu incrustații ceramice prefabricate din Beta-Quartz. *Stomatologia Bucuresti, XLIH, 3-4, p.3-12, 1996.*

13. Brunton P.A., Aminian A., Wilson N.H.F. - Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br DentJ; 189:260-262,2000.*

14. Calamia J.R. - Etched porcelain veneers: The current state ofthe art. *Quint Int 16, 5-12, 1985.*

15. Calamia J.R. — Sâureâtzverfahren fur Keramikverblendungen: Der gegenwâtige Stand der Entwicklung. *Quintessenz 10, 1697-1709, 1986.*

16. Calamia J.R., Simonson R.J. - Effect ofcoupling agents on bond strenght of etched porcelain. *J.Dent Res 64, 162,1984.* •

17. Calamia J.R., Vaidyanathan T.K., Hirsch S.M. - Shear bond strenght of etched porcelain. *J Dent Res 64, 296 IADRAbstractl096, 1985.*

18. Carrier D.D., Kelly J.R. — In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as infltienced by residualinfiltrationglass. *J. Prosthodont, Dec., 4(4), p.237^42, 1995.* , , :

19. Claus H. - Vita In-Ceram ein nenes Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Geruste fur Kronen und Brucken. *Quintessenz Zahntech, 16: 35^6, 1990.* -.

20. Cohen B.D., Wallace J.A. - Castable glass ceramic cro^vns and their reaction to endodontic therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol. Jul, 72 (1), p.108-10, 1991.*

21. Dianne Rekow E. - A review of the developments m dental CAD/CAM systems. Curent Scienye opinion in dentistry (Prosthodontics), *25-33, 1992.*

22. Duret F., Blouin J.L., Duret B. - CAD-CAM m dentistry. *JADA, 117: p.715-20, 1988.*

23. Duret F., Blouin J-L., Nahmani L. — Principes de fonctionnement et applications techniques de l'empremte optique dans l'exercice de cabinet. *Les Cahiers de Prothese, nr. 50, Juin 1985.*

24. Duret F., Duret B. — Apparatusfor taking odontological or medical impressions. *LJS patent no. 4611288, sept., 1986.*

25. Duret F., Duret B. - L'empreinte optique ou la cibernetique odontologique. *J. Dent. News, 40, 1984.*

26. Ferrari J.L., Sadoun M. - Classification de ceramiques dentaires, *Les cahiers de prothese, no.89, mars 1995, 17-25*

27. Geiger G. - *Die Jacketkrone* - eine Alternative? Kehret zu den Ursprungen zuruck. *Dent Lab, 34: 793-794, 1986.*

28. Giordano R.A. - Dental Ceramic Restorative Systems, *Compedium, Vol. 17, No.8, 1997.*

29. Haller B., BischoffH. - Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik. *Quintessenz, Berlin, 1993.*

30. Harrison K.M., Billy E.J., Pelleu G.B. Jr. - Effects ofan internal escape channel on a castable ceramic crown. *J. ProsthetDent. May, 65 (5),^.622-7, 1991.*

Heymarm H.O., Bayne S.C., Sturdevant J.R., Wilder A.D. Jr, Roberson T.M. - The clinical performance of
CAD-CAM-generated ceramic inlays: afour-yearstudy. *J.A.D.A., Aug, 127 (8), 1171-81, 1996. Htîrzeler M., Fett H.P., Mormann W.H.* - Margmal adaptation ofCerec-CAD-CAM inlays after 3.5 years. In:
Mormann, W.H. (Hrsg.): *International Symposium on Computer Restorations. Quintessence, Chicago*
1991,8.417. Kakehashi ***Y.,*** *Sato T., Igarashi T.* - Microstructure ofetched "IPS Empress" heat-pressed ceramics observed
by SEM. *J Nihon Univ Sch Dent, Mar. 38 (1), p.31-6, 1996. Kappert H.F.* - Dental Materials: New Ceramic Systems, *Academy ofDental Materials, p.l 80-198, 1996. Kappert H.F., Knode H.* -In-Ceram anfdem Prufstand. *Quintessenz Zahntech 16, p.980, 1990. Kappert H.F., Knode H., Schultheiss R.* - Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer imd
thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnărztl Z 46, p.129, 1991. Krejci I., Krecji D., Lutz F.* - Clinical evaluation ofa new pressed glass ceramic inlay material over 15 years.
Quintessence Int, 23: 181-186, 1992. Krejci I., Lutz F., Fullemann J. - Zahnfarbene Inalys/Onlays. Schweiz. Monatsschr. *Zahnmed., 102, 73-80,*
1992.
Luthardt ***R.,*** *Musil R.* - Das Precident-DCS-System fur Kronen und Brilcken. *Phillip J 13, p.217, 1996. Luthart* ***R.,*** *Musil R.* - Das Precident DCS-System" - CAD/CAM-gefertigter Zahnersatz ans Titan und
Zirkonoxid. PM\p S *13,217, 1996.*
Luthy H. — Strenght and toughness pfdental ceramics — CAD/CIM in Aesthetic Dentistry, *1996. Mattiola A., Mormann W.H., Lutz F.* - Computergenerierte Okklusion von Cerec-2 Inlays und Overlays,
Schweiz Monatsschr Zahnmed 105, p.1284, 1995. Mormann W. H., Brandestini M., Lutz F., Barbakow F. - Inlays et onlays en ceramique; fabrication assistee
par ordmateur - C\'mic/0donto\og\a, *1992, 1: 55-66 Mormann W.H.* - CAD/CIM m aesthetic dentistry. Cerec 10 year anniversary symposium, *Quintessence Publ.,*
1996. Mormann W.H. — CAD/CIM m aesthetic dentistry. Cerec 10 year anniversary symposium, *Quintessence Publ.,*
1996. Mormann W.H., Brandestini M., Ferru A., Lutz F., Krejci I. - Marginale adaptation von adhâsiven
Porcellaninlays m vitro. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed., 95, 1119-1129, 1985. Noack M.J., Roulet J.F.* - Survival rates and modes offailure of Dicor mlays after 4 years. *J Dent Res 73,*
p. 196, Abstr.-Nr.759, 1994.
Poschke A. - Celay - Ein Verfahren zur Herstellung keramischer Inlays. *Quintessenz, 44, 87-99, 1993. Prfibster L., Diehl J.* — Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int 23,*
p.25, 1992. Probster L., Geis-Gerstorfer J., Kirchner E., Kanjantra P. - In-vitro evaluation ofa glass-ceramic restorative
material. *J Oral Rehabil (im Druck). Probster L., Groten M., Girthofer S.* - Vollkeramische Restaurationen mit Celay. Teil 1: Adhasiv befestigte
Restaurationen. *Quintessenz 46, p.1041, 1995. Probster L., Groten M., Girthofer S., Obergfell S.* - Vollkeramische Restaurationen mit Celay. Teil II:
Konventionell zementierte Restaurationen. *Quintessenz 46, p. 1221, 1995. Rosenblum M.A., Schulman A.* -A review ofAll-Ceramic Restorations JADA, *March, 1997. Sadoun M.* - In-Ceram: 10 Jahre m der Erprobung. IN: Kappert, H.F. (Hrsg.): Vollkeramik. Werkstoffkunde -
Zahntechnik— klinische Erfahrung. *Quintessenz, Berlin 1996, S. 193. , Sadoun M.* - Kunftige Ent\vicklungen mit In-Ceram. In: Kappert, H.F. (Hrsg.): Vollkeramik, Werkstaffkunde-
Zahntechnik - klinische Erfahrung. *Quintessenz, Berlin 1996, S. 225. SadounM., Degrange M.* -Les ceramiques dentaires, f partie - *J. Biomat. Dent., 1986, 2: 215-225*

22. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE DENTARE (PROTEZE FIXE CU SPMJIN IMPLANTAR)

Implantologia dentară, un amestec de **chirurgie orală, protetică** şi **gnatologie,** a revoluționat stomatologia m general şi protetica dentară în special.

Acest domeniu, relativ nou, a dat stomatologiei, începând cu anii '80, o nouă dimensiune, am putea spune chiar originală. Fiabile şi riguroase, tehnicile şi procedeele noi din implantologie au evoluat rapid, ocupând azi un loc important m elaborarea planului terapeutic pentru restaurarea protetică a diferitelor forme de edentație.

Azi, milioane de implante se inserâ la milioane de. pacienți. Recordul îl bat SUA, unde, m urmă cu un deceniu, doar într-un an (1992), au fost raportate peste 300.000 de implante. Inserarea de implante dentare reprezintă, la ora actualâ, m unele țări din lume, procedee terapeutice obişnuite (în Germania peste 7000, iar în SUA aproximativ 20.000 de stomatologi inserau implante m 1995). în fiecare şcoală de stomatologie care se respectă, au fost înființate departamente şi/sau clinici de implantologie orală, care au impulsionat dezvoltarea şi diseminarea m practica curentă a restaurărilor protetice pe implante dentare.

Implantologia dentară a revoluționat protetica dentară prin faptul că i-a permis acesteia să dispună de **stâlpi suplimentari,** ce pot fi inserați oriunde este nevoie. Astfel, o serie de edentații care până nu de mult beneficiau doar de rezolvări mobilizabile sau mobile, pot fi azi rezolvate prin **restaurări protetice fixe.** Acestea se pot **agrega exclusiv pe implante** (pur implantar), **mixt** (dento-implantar) sau pot închide breşe unidentare prin **proteze unidentare agregate pe implant,** permițând menținerea integrității totale a dinților vecini breşei.

Prezentul capitol nu-şi propune o descriere exhaustivă a restaurârilor protetice cu sprijin implantar. Vom aborda, m contextul unui spațiu limitat, câteva cunoştințe elementare, necesare unui medic stomatolog din teren, pentru înțelegerea unor noțiuni de bază despre restaurările protetice fîxe agregate pe implante, denumite de şcoala franceză şi proteze implanto-purtate.

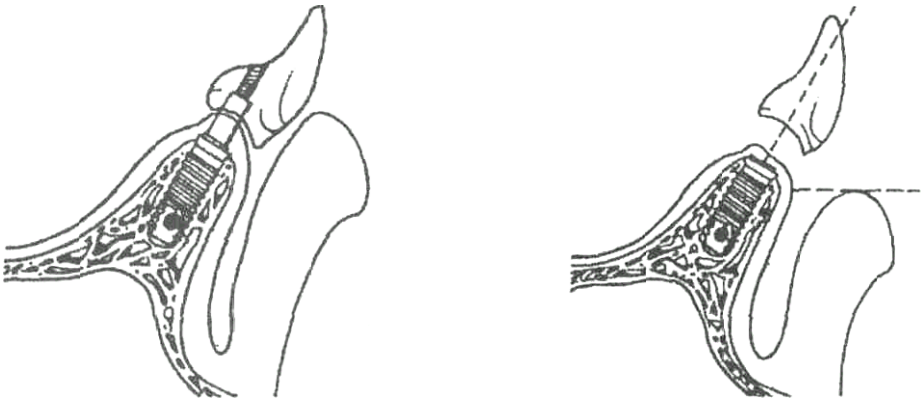
22.1. GENERALITATI

Restaurările fîxe cu sprijin implantar, pe lângă lansarea unor noi soluții m protezarea edentației parțiale, au determinat şi apariția unor posibilități noi de fixare la stâlpii artificiali, şi

anume prin **înşurubare** (fig. 22.1.). Procedeele de înşurubare erau cunoscute şi în protetica tradiţională, dar nu la dimensiunea actuală din protetica implantologică, când suprastructurile pot fi oricând mobilizate de pe stâlpi, igienizate, modificate sau reoptimizate.

De remarcat că acest gen de restaurâri protetice a modificat şi tehnologia amprentării m protetica fixă, iar agregârile mixte au împrumutat din protetica mobilizabilâ o serie de dispozitive de amortizare.

în protetica implantologică, implantele endoosoase pe care se fixează **stâlpii artificiali** (bonturile dentare din protetica tradiţională) sunt cunoscute sub numele de **infrastructurâ,** iar restaurârile protetice propriuzise, care se fixează la stâlpi, se numesc **suprastructuri.**



a b

Fig. 22.1. Conexiune infra/suprastructură: a. relaţia infra/suprastructură permite agregarea directâ a ultimei printr-un şurub ocluzal; b. relaţia infra/suprastructurâ nu permite o agregare directâ, fiind necesară o piesâ intermediarâ (mezostructură).

Un implant nu poate avea întotdeauna direcţia şi axul unui dinte natural, deoarece inserarea lui depinde de **rezerva osoasă** (calitativâ şi cantitativă), ceea ce poate influenţa negativ poziţia şi aspectul suprastructurii, De aceea Watson şi colab., încă din 1991 (22), **au recomandat utilizarea stâlpilor angulaţi, care să compenseze direcţia nefavorabilă a implantului.** De fapt, stâlpii angulaţi nu pot corecta poziţia incorectă a implantelor, ei permiţând doar:

• compensarea unei direcţii nefavorabile a axului implantului, asigurând astfel o ofertâ de spaţiu mai bunâ suprastructurii;

• paralelizarea implantelor neparalele;

• obţinerea unei axe comune de inserţie, m cazul unei lipse de paralelism între implante şi stâlpi naturali;

• modificarea poziţiei şurubului ocluzal (de fixare a suprastructurii), în cazul unei direcţii nefavorabile a axului implantului (suprastmcturi condiţionat mobilizabile).

Atunci când se planifică inserarea unui implant, trebuie ţinut cont de cel puţin cinci factori, care pot fi mai greu influenţaţi ulterior, în etapa proteticâ:

1. poziţia implantului;
2. diametrul implantului;
3. unghiul de înclinare al axului implantului;
4. conturul ţesuturilor moi periimplantare;
5. poziţia intragingivală a umârului implantului.

Majoritatea implantelor endoosoase se confecţioneazâ astăzi din titan pur sau aliaje ale acestuia, în timp ce suprastructurile sunt realizate dm diferite aliaje placate sau din **SIC.** De aceea, designul şi morfologia suprastructurilor trebuie sâ fie m concordanţâ cu proprietâţile fizice .

specifice fiecăm material din care sunt realizate. Doar astfel se poate garanta o stabilitate optimă a suprastructurilor, în condiţii de solicitare continuâ.

La ora actuală, în protetica implantologică, se pot realiza aşa numitele **tratamente monometal** (deci fară pericolul interfeţelor galvanice), drept urmare a realizării restaurărilor protetice din titan (adică atât infra-, cât şi suprastructura din titan). Tratamentele monometal au apămt ca variante ale **alternativelor monoelement,** tot mai apreciate azi m orice specialitate.

De obicei, suprastructurile se realizează prin tumarea scheletelor metalice. Conceperea unei suprastructuri pe implante trebuie sâ ţină cont nu doar de forma şi dimensiunea dintelui înlocuit, ci şi de eventuala lipsă de substanţâ (ţesut osos şi/sau ţesuturi moi), care de obicei trebuie mascatâ. în acest sens, m cazul unei restaurări fixe cu sprijin implantar, există trei posibilităţi:

1. realizarea unei „prelungiri" gingivale din material de placare, de culoare roz, la nivelul zonei respective;

2. ţesuturile moi absente nu se restaurează („schelet cu design suedez");

3. ţesuturile moi absente se restaurează prin intermediul unei epiteze flexibile, care este fixată de **PPF** respectivâ.

In funcţie de dispunerea topografică a gingiei şi mucoasei fixe, de relaţiile intermaxilare şi de poziţia implantului, designul restaurării implanto-purtate trebuie adaptat individual fiecărei situaţii clinice.

Un caz particular apare la maxilar, când linia surâsului are o poziţie înaltă. In această situaţie, dacă supraprotezarea nu reprezintă o altemativă protetică, se impune confecţionarea unei epiteze flexibile, cu rol de mască gingivală, care va fi fixatâ de **PPF** implanto-purtată (Fig. 22.2.)

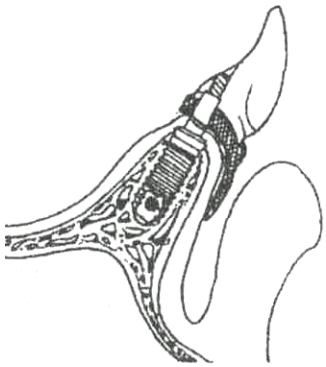


Fig. 22.2. Realizarea unei epiteze flexibile cu rol de mască gingivalâ, fixată de puntea implanto-purtata.

Lipsa de corespondenţă între gabaritul suprastructurii, poziţia implantului şi rezerva osoasâ m care el a fost inserat, a determinat necesitatea realizării unor **piese intermediare** prefabricate, indispensabile pentru rezolvarea unei anumite situaţii clinice. Datorită diversităţii mari a sistemelor de implante, s-a încercat o anumită compatibilizare a pieselor intermediare corespunzătoare acestora. Redăm maijos (fig. 22.3.) schema lui Jansen, elaboratâ în 1992.

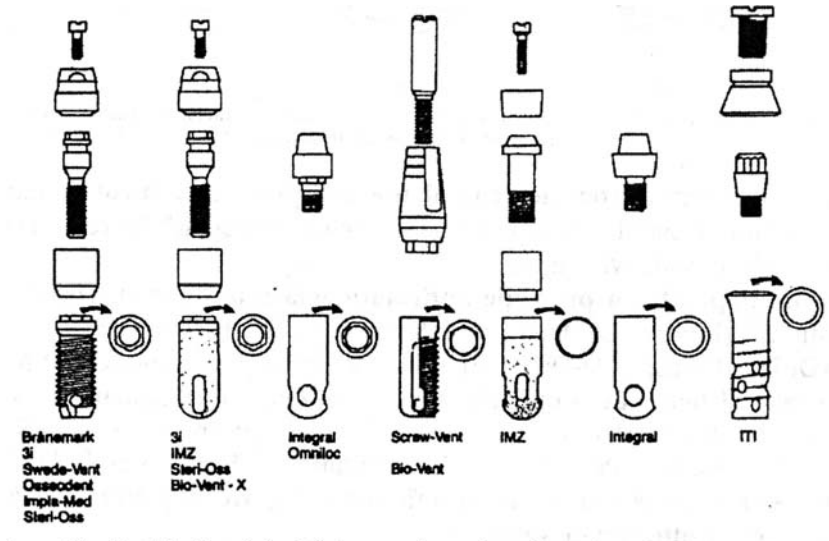


Fig. 22.3. Clasificarea sistemelor de implante în tipuri de bază permiteo evaluare sistemică a pieselor intermediare

22.2 CATEVA PRINCIPII ALE RESTAURARILOR PROTETICE CU SPRIJIN IMPLANTAR

Stomatologul neiniţiat, care doreşte să faca restaurări protetice pe implante şi care vrea sâ se informeze, va găsi cu greu un dmm scurt şi drept care să-1 ducă spre lumină în acest domeniu, în aparenţâ complicat şi în realitate necunoscut.

Termenii şi limbajul folosit în tratatele de specialitate este greu şi adeseori de neînţeles, deoarece nu toţi termenii sunt asimilaţi m limba română. De aceea ne-am gândit câ un coleg neiniţiat în protetica implantologicâ îşi poate pune, la început, cel puţin cinci întrebâri de bazâ:

1. **Cum este conformat capul implantului?**
2. **Ce** tip de de stâlp se recomandâ?
3. **Ce tehnică de amprentare trebuie utilizată?**
4. **Ce** tip de model se realizează?
5. **Ce fel de piese intermediare trebuie utilizate?**

1. Modul de conformare a capului implantului

Un aspect important din punct de vedere protetic este modul de realizare a protecţiei antirotaţionale a stâlpului fixat la corpul implantului. Astfel, există capuri implantare care nu prezintă **sisteme antirotaţionale** şi altele, care prezintâ aceste sisteme. Dacă capul implantului este prevâzut cu un sistem antirotaţional, acesta poate fi extem sau intem (fig. 22.4.).

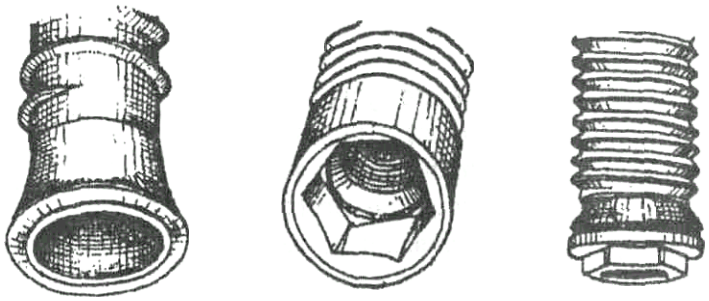


Fig. 22.4 Capete de implant: a. fârâ sistem antirotaţional; b. cu dispozitiv antirotaţional intern (imbus); c. cu sistem antirotaţional extern (hexagonal**).**

Reprezentative pentru **sistemele de implante fără protecţie antirotaţionalâ** sunt: IMZ® (Friatec, D-Mannheim), Bonefit® (Straumann, D-Umkirch), Integral® (S & W Dental-Med, D-Moers) şi multe altele, care derivă din ele.

Sisteme de implante cu protecţie antirotaţionalâ internă sunt: HaTi® (Mathys, D-Bochum), Frialit 2® (Friatec, D-Mannheim), Screw-Vent® (DeTrey Dentsply, D-Dreieich), Micro-Vent® (DeTrey Dentsply, D-Dreieich), Omniloc® (S & W Dental-Med, D-Moers), etc.

Urmâtoarele **sisteme de implante** sunt prevâzute **cu dispozitive antirotaţionale externe:** Brânemark® (Nobelpharma, D-Koln), 3F (Implant Innovations, USA-West Palm Beach), Steri-Oss® (Materiaux Precieux Metalor, D-Stuttgart), Swede-Vent® (DeTrey Dentsply, D-Dreieich). **Am enumerat câteva sisteme din fiecare categorie, mai ales pe cele de bazâ, din care au derivat ulterior alte zeci de variante.**

Conformarea capului implantului prezintă o importanţă deosebită atunci când **suprastructura protetică este de tip proteză unidentară.** în acest caz, implantul, respectiv stâlpul implantului, trebuie prevăzut cu un sistem antirotaţional, pentru a preveni eventualele rotiri sau poziţionări greşite ale coroanei de înveliş m jurul axei sale de rotaţie. Nu rareori, m practică, atunci când se folosesc stâlpi fară sisteme antirotaţionale, asistăm la derotâri ale suprastructurilor şi chiar la alte accidente neplăcute.

2. Ce tip de stâlp utilizâm?

în practicâ se utilizează atât implante de **stadiul 1** (la care, iniţial, stâlpul fâcea corp comun cu implantul, azi ele evoluând mult în acest sens), cât şi cele de **stadiul II,** care au **stâlpi mobilizabili,** fiind de două feluri: cu filet pentru **înşurubarea suprastructurii,** iar alţii conformaţi doar pentru **cimentarea ei.** Implantele de stadiul 11 au, m afară de stâlpi (care se montează doar în fmal), o serie de piese intermediare (şurubul de acoperire, extensia permucozalâ etc), necesare pe perioada osteointegrârii şi a conformării inelului gingival.

în general, stâlpii pot fi înfiletaţi direct în corpul implantului sau fixaţi de acesta, prin intermediul unui şurub. De asemenea, stâlpii pot prezenta sau nu sisteme antirotaţionale, atât faţă de implant, cât şi faţâ de suprastructura protetică. 1

La ora actuală, cu privire la designul stâlpului, există două concepţii. Prima (de exemplu la sistemul Brânemark®) prevede ataşarea unui stâlp fix şi realizarea unei legături fixe prin înşumbare între implant, stâlp şi suprastructura protetică (fig. 22.5.). A doua (de exemplu la sistemul IMZ®) urmăreşte interpunerea unui element intramobil între implant şi stâlp, care va realiza o legâtură mobilâ (rezilientă) între implant şi suprastructură (fig. 22.6.). Ambele concepte prevâd suprastructuri protetice cu design-uri diferite.

Suprastructura se va conforma diferit dacâ se va agrega prin înşurubare sau dacâ va fi cimentată pe un stâlp rigid. Astfel, suprastructurile care se agregâ prin înşumbare la implant vor fi condiţionat mobilizabile. înşumbarea se poate face prin intermediul unui filet preformat la nivelul stâlpului (vertical sau orizontal) sau prmtr-un şurub aplicat individual (orizontal sau vertical).

0 altă diferenţiere a sistemelor de implante se face în funcţie de modul de înşurubare a stâlpului, adică prin intermediul unui şumb, la implantele cu sisteme de protecţie antirotaţională sau prin autoînfiletare, la implantele care nu prezintâ dispozitiv antirotaţional (fig. 22.7.). în această ultimă situaţie, este bine de ştiut că la anumite sisteme de implante, stâlpii nu mai pot fi schimbaţi.

Stâlpii implantari pot fî diferenţiaţi între ei prin prezenţa sau nu a unui sistem de protecţie antirotaţională a suprastructurii. Acest lucru nu este specific pentru toate sistemele de implante;

la acelaşi implant putând fi utilizaţi stâlpi care prezintă sau nu dispozitiv antirotaţional pentru agregarea suprastructurii.

3. Tehnici de amprentare utilizate

In implantologia orală se pot folosi mai multe tehnici de amprentare:

- **tehnica indirectă** - amprenta se ia peste un sistem demontabil,
- **tehnica directă** - peste un sistem rigid, înşumbat;
- **amprentarea convenţională a stâlpului definitiv** (preluatâ din protetica tradiţionalâ),

Tehnicile de amprentare vor fi abordate în capitolul 22.4.

4. Realizarea modelului (analog)

în cazul diferitelor sisteme de implante, se poate amprenta şi reproduce pe model implantul ca atare sau se amprentează stâlpul înşurubat pe implant, această situaţie fiind reprodusâ pe model. Când un implant analog este integrat m modelul de lucru, tehnicianul are

posibilitatea să aleagă un stâlp individual, în funcție de tehnica de realizare a machetei. în plus, stâlpii pot fî individualizați prin şlefuire.

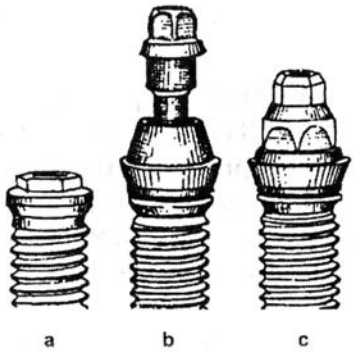


Fig. 22.5. Implant Brânemark; sistem cu legătură fixă implant-stâlp-suprastructură: a. implantul; b. montarea stâlpului se face prin intermediul unui şurub;c. stâlpul montat (şurubul strâns).

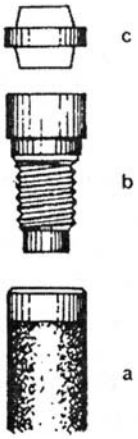


Fig. 22.6. Implant (a) cu stâlp autofiletant (b) şi cilindru mobil (c), pe care se aplică suprastructura.

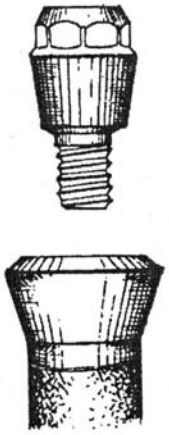


Fig. 22.7. La implantele care nu prezintă sistem antirotațional, se pot utilizastâlpi autofiletanți.

Dacă se amprentează stâlpul înşumbat pe implant, în laborator, în cursul fazei de realizare a machetei suprastmcturii, tehnicianul nu va avea posibilitatea alegerii individuale a stâlpului (fig. 22.8.).

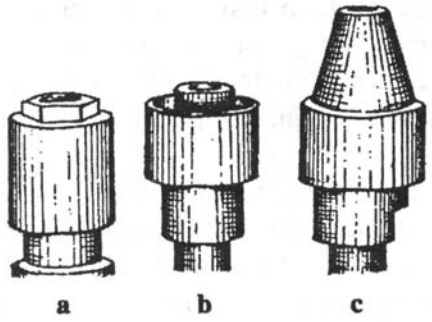


Fig. 22.8. a. Implant analog cu sistem antirotațional extern, de tip hexagon;
b. stâlp analog cilindric; c. stâlp analog conic.

Atragem atenția cu acest prilej că nu orice tehnician dentar poate efectua restaurâri protetice pe implante. Tehnicienii trebuie să urmeze cursuri speciale şi să posede dispozitivele de transfer şi piesele intermediare compatibile cu cele folosite de către medic. **Inîprovizațiile şi amatorismul nu-şi găsesc locul m implantologie şi duc la eşecuri şi greşeli iremediabile.**

5. Ce tip de piese intermediare se utilizează?

în practică există diverse posibilități de legătură a implantelor cu suprastructura:

- cu dispozitiv antirotațional, pentru proteze unidentare;
- fără protecție antirotațională, pentru **PPF;**
- suprastructura se fixează direct pe implant;
- suprastmctura se fixează pe stâlpi. Piesele intermediare pot fi:
- cilindri de aur sau alte aliaje, prefabricați;
- cilindri din material plastic, care ard fară reziduuri (machete prefabricate);
- cilindri realizați prin adiție de ceară, realizați m laborator;
- plăcuțe ceramice prefabricate;
- inele de titan pentru tehnica adezivă.

în ultimul timp, firmele producătoare oferă pentru realizarea suprastructurii **cilindri compatibili cu fiecare sistem de implante.** Important este că aceşti cilindri sunt prevăzuți cu

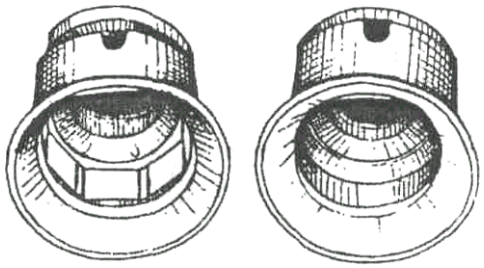
dispozitive antirotaționale, dacă se confecționează o restaurare unidentară şi fară sisteme antirotaționale, în cazul realizării unor **PPF** (fig. 22.9.).

Dacă se utilizează cilindri prefabricați din material plastic (machete), care ard fară reziduuri, cu agregare directă pe implant sau pe stâlpul implantului, scheletul metalic al suprastructurii poate fi realizat din orice aliaj (nobil, nenobil, titan).

Dacă umărul implantului sau stâlpul implantului au fost individualizați prin şlefuire m cavitatea bucală, nu se mai pot utiliza cilindri prefabricați. în aceste situații, macheta scheletului suprastmcturii se va modela m totalitate din ceară şi se va tuma ulterior.

La ora actuală, ne stau la dispoziție şi cilindri din titan, care se pot lipi la scheletul tumat individual.

Pentru alegerea soluției optime pentru fiecare caz m parte, trebuie să existe o colaborare perfectă între medic şi tehnician, respectiv trebuie trecute m revistă toate mijloacele protetice ajutătoare care stau la dispoziție, în vederea realizârii unei suprastmcturi corecte.



a b

Fig. 22.9 Piese intermediare prefabricate:
a. cu sistem antirotaîional; b. fâra sistein antirotational.

î22.3. EVALUAREA PROTETICĂ ÎN IMPLANTOLOGIA ORALĂ

Evaluarea protetică a condițiilor pacientului, m implantologia orală, seamănă cu cea din stomatologia tradițională. Există însă câteva elemente specifice, care modifică evoluția unui tratament protetic cu implante, acestea trebuind evaluate înainte de a se prezenta pacientului planul final de tratament. Aceste elemente sunt:

1. Spațiul interarcadic.
2. Poziția transmucozală a implantelor (stâlpilor implantelor).
3. Planul de ocluzie existent.
4. Relația interarcadică.
5. Morfologia crestelor alveolare.
6. Ocluzia existentă.
7. Protezele existente.
8. Numârul şi topografia dinților absenți, linia surâsului.
9. Flexibilitatea mandibulei.

Spațiul interarcadic

Spațiul interarcadic existent poate avea diferite valori într-o regiune edentată şi rezultă din pierderea în sens vertical a osului sau oaselor maxilare (fig. 22.10.).

Drept consecință, dinții de înlocuire vor fi mai lungi, iar pentru păstrarea aspectului natural se vor folosi frecvent, în regiunile cu importanță estetică, materiale care imită gingia.

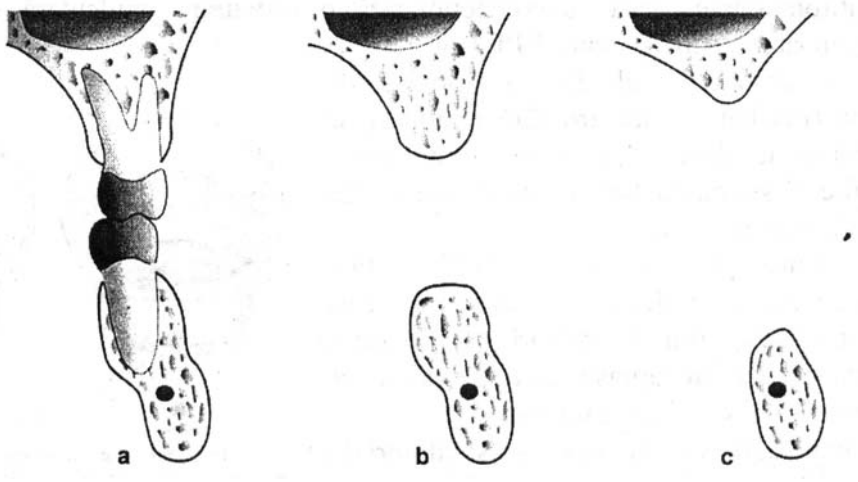


Fig. 22.10. Posibilitățile de evoluție a spațiului inte.rarcadic: a- relații intermaxilare habituale în zona de sprijin; b, c - evoluția rapoartelor interarcadice după pierderea dinților.

înălțimea mai ttiare a coroanelor clinice artificiale (intermediarii şi elementele de agregare) duce la creşterea momentului forței pe implant şi implicit la riscul de fractură, mai ales a materialului de placare, cu precădere pe extensiile restaurărilor fixe. Alteori, apar fracturi ale materialelor de placare la nivel ocluzal, datorită unui design inadecvat al scheletului punții.

Mârimea spațiului interarcadic poate fi diminuatâ prin grefe autogene sau aloplastice, efectuate înaintea sau m timpul inserârii implantului.

De diminuarea spațiului interarcadic pot fi responsabili şi dinții hemiarcadei opuse, unde pot apare egresii sau extruzii ale dinților antagonişti lor, manifestâri des întâlnite m cursul restaurârilor protetice pe implante. în sfârşit, procesul alveolar poate fi mult mai coborât după pierderea dinților egresați, apropiindu-se mult de planul de ocluzie.

Diferența de rezistență şi retenție între o preparație dentarâ cu înâlțimea de 3-4 mm şi alta de 5-6 mm (cum poate apare frecvent m agregările mixte) este de circa 40%. în plus, la intermediari, poate apare fenomenul de arcuire, care este invers proporțional cu puterea a treia a grosimii materialului din care acesta este confecționat.

Un corp de punte cu o grosime de jumâtate din gabaritul corect, se arcuieşte de opt ori mai mult, ceea ce are drept consecință fisurarea cimentului, descimentarea elementelor de agregare şi/sau fractura placajului, stress suplimentar pe pilieri şi la interfața implant/os.

Desigur, în protetica tradițională, se ştie câ mârimea lungimii corpului de punte (de două sau de trei ori) provoacâ o arcuire care creşte m proporție geometricâ, la valori constante ale forțelor ocluzale.

Dacă în protetica tradițională se mai citează exemplul unor PPF care se agregă de pe mplarul trei pe canin şi care s-au dovedit a fi funcționale timp de mai mulți ani, în protetica implantologică despre astfel de restaurâri nu poate fî vorba, deoarece ele nu rezistă din punct de vedere biomecanic şi pentru că suplimentarea numărului stâlpilor este însuşi scopul în sine al acestor tipuri de restaurări protetice.

Poziția transmucozală a implantelor (a stâlpilor implantelor)

Poziția transmucozalâ a stâlpului are o importanță decisivâ, mai ales la suprastructurile, fixe. Un plasament incorect poate compromite nu numai estetica reconstituirii, ci şi o serie de aspecte biomecanice şi de menținere a igienei. Cea mai incorectă (şi de nedorit) poziție este cea vestibularizată, care va compromite fizionomia, fonația, poziția buzei şi funcționalitatea refacerii

în general. 0 angulație a stâlpului poate aduce o serie de îmbunătățiri, dacă inserarea corectă nu este severă. In aceste situații, compromisul se rezumă doar la conturul gingival al refacerii.

Corticala vestibulară este mult mai subțire decât cea orală. Un implant oralizat este mai uşor de corectat prin suprastructura finală. Forțele sunt, de obicei, direcționate în sens longitudinal (în raport cu implantul), corticala orală conferind inițial o stabilitate şi uh os mai dens structurat, asigurând astfel şi o transmitere favorabilâ a forțelor la interfața os/implant.

Plasarea mai mezială sau mai distală a implantului are consecințe estetice mai puțin importante, dacă linia surâsului nu expune treimea cervicalâ a restaurării.

Utilizarea plăcilor de poziționare, din cursul etapei de diagnostic preoperator,facilitează mult amplasarea implantelor.

Planul de ocluzie

Planul de ocluzie şi cu precădere poziția antagoniştilor trebuie examinate cu atenție. La acest nivel, se impun frecvent modificări. Dinții naturali pot fi egresați, extrudați, migrați (mezial sau distal) sau basculați. Ameloplastia, alteori chiar coronoplastia moderată a antagoniştilor, trebuie adeseori practicate pentru **nivelarea planului de ocluzie şi pentru redirecționarea forțelor ocluzale în direcția axului lung al corpului implantului** (fig. 22.11). în protetica implantologică, medicul trebuie sâ evalueze spațiul protetic nu doar m funcție de distanța până la arcada antagonistă, ci şi de rezerva osoasă existentâ (mai ales de distanța de la vârful crestei la unele formațiuni anatomice).

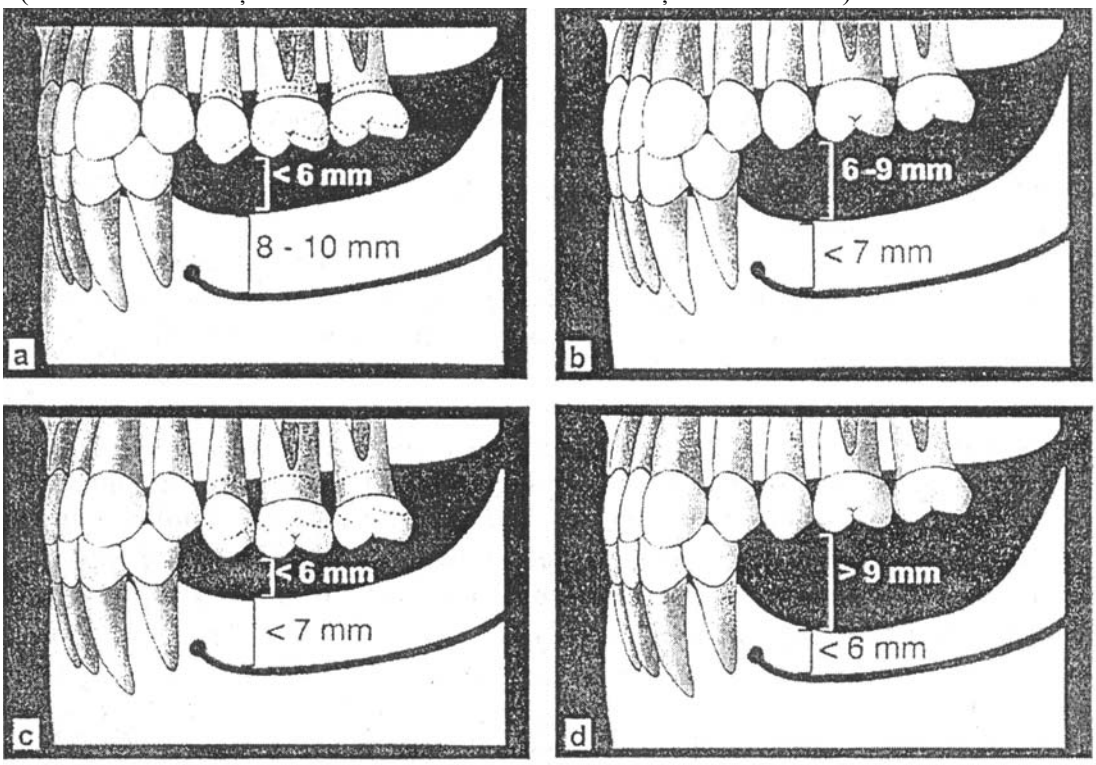


Fig. 22.11. Rezerva osoasâ şi spațiul protetic într-o edentație clasa 1 Kennedy. a- Rezervă osoasâ la limitâ şi spațiul protetic insuficient; b - Rezervă osoasă insuficientâ şi spațiu protetic adecvat; c - Rezervâ osoasă şi spațiu protetic insuficiente; d - Rezervâ osoasă insuficientâ şi spațiu protetic mare.

Curba lui Spee şi cea a lui Wilson trebuie respectate, atât pentru realizarea unei fizionomii corespunzătoare, cât şi pentru prevenirea interferențelor din cursul dinamicii

mandibulare. Antagoniştii pot fi reprezentaţi de restaurări protetice fixe sau mobile. Adeseori, acestea trebuie refacute, deoarece nu se pot încadra într-un plan de ocluzie corect.

Planul de ocluzie se va evalua în funcţie de poziţia finală a stâlpului. Destul de frecvent, se practică coronoplastia, devitalizările în scop protetic şi chiar aplicarea unor proteze unidentare care rezolvă egresiile, extmziile şi/sau basculârile.

în scopul analizării planului de ocluzie, a fost conceput un aparat - **Misch Occluzal Analyser (MOA),** care se prezintă m trei dimensiuni (cu sfere de 4, $4^{1}/8$ şi 378 inch). Grosimea dispozitivului **MOA** este de 2 mm şi corespunde unei grosimi ideale a placajului ceramic. MOA se poate utiliza în contact cu scheletul metalic al suprastructurii şi arcada antagonistă.(15)

Statusul arcadelor

Anomaliile de baze maxilare, ca şi dizarmoniile dento-alveolare, pot fi abordate terapeutic (ortodontic sau ortodonto-chirurgical) preoperator, bineînţeles, cu acordul pacientului.

Anomaliile de poziţie privesc frecvent regiunile frontale. Creasta alveolară frontalâ maxilară se resoarbe centripet. Lăţimea crestei alveolare diminuă m volum cu 40% în câţiva ani, m principal pe seama corticalei vestibulare. Drept urmare, **implantele se plasează mai frecvent spre oral,** suprastmctura protetică având marginile incizale mult spre vestibular, faţă de treimea cervicalâ. Această dispoziţie are drept urmare aplicarea unor forţe de partea anterioară a corpului implantului.

La mandibulâ, dinţii unei proteze totale nu pot fi montaţi cu mult în afara crestei, fară să influenţeze negativ stabilitatea acesteia. Implantele permit plasarea dinţilor m poziţii mult mai fiziologice.

Morfologia crestelor alveolare

Morfologia crestelor alveolare diferâ de cea a arcadelor dentare. Crestele alveolare sunt ovoidale, pătrate sau m „V", frecvenţa lor fiind în ordinea menţionată. Forma pătrată este foarte des rezultatul unei resorbţii vestibulare a oaselor în regiunea frontală, atunci când incisivii au fost pierduţi mai devreme decât caninii şi molarii.

Forma crestei este decisivă m situaţiile când o restaurare pe implante necesită extensii distale (în regiunea premolarilor). în această situaţie, arcada pătrată conferă o prognoză mai rezervată decât cea m „V". în cazul unei creste m „V", implantele anterioare sunt capabile sâ compenseze forţele rezultate distal. Distanţa de la centrul implant la o linie care uneşte feţele distale implante (bilateral), ne oferă indicaţia asupra volumului extensiei distale. **Dimensiunea antero-posterioară a extensiei distale nu trebuie să depăşească o valoare de** 2,5 **ori mai mare decât dimensiunea antero-posterioară a poligonului reprezentat de implante.**

în concluzie, o creastă în formă de „V" este favorabilă pentru implante anterioare cu extensie distală, o arcadâ pătratâ este de preferat când caninul şi implantele posterioare sunt utilizate pentru susţinerea unei extensii meziale, arcada ovoidală reunind avantajele ambelor forme prezentate anterior.

Ocluzia existentă

Ocluzia existentă la prezentarea pacientului trebuie examinată atent. De obicei, se decelează contacte premature şi interferenţe, datorită, m principal,migrărilor şi basculărilor dentare. **Retuşurile ocluzale şi deblocările trebuie efectuate înainte de conceperea suprastructurii pentru stabilizarea planului de ocluzie şi direcţionarea cât mai fiziologică a forţelor ocluzale.** Uneori, ocluzia necesită reechilibrări complexe, pentru a elimina forţe potenţiale nefavorabile asupra implantului. Existenţa unor forţe parafuncţionale reclamâ uneori

accentuarea ghidajului anterior, în timp ce o edentație subtotală pe arcada antagonistă va necesita adoptarea unui balans bilateral.

Examinarea ocluziei va respecta următorii timpi:

a) Anamneza, din care nu va lipsi schema preconizată de Mack şi Moser, răspunsul afirmativ la două dintre întrebări indicând existența unei tulburări funcționale, la originea căreia stau, de obicei, contacte premature şi/sau interferențe ;

b) Examinarea raporturilor ocluzale m **RC;**

c) Examinarea raporturilor ocluzale m **PIM;**

d) Examinarea mişcărilor de propulsie şi a ghidajului anterior;

e) Examinarea mişcărilor de lateralitate.

0 atenție deosebită se va acorda cazurilor cu edentații parțiale, la care dinții restanți nu realizează contacte dento-dentare, aşa zişii **pacienți „fără ocluzie".** Acestora li se va determina **RC** şi **DV a etajului inferior,** întocmai ca şi la edentații total.

Protezele existente (examinarea protezelor vechi)

Protezele vechi, la fel ca şi în protetica fixă tradițională, ne pot da o serie de relații despre planul de ocluzie, fațetele de abrazie, similitudini cu dinții naturali prezenți, etc. Din examinarea lor putem evita o serie de deficiențe în cadrul planului terapeutic ce urmează a fi stabilit. Dacă arcada antagonistă este restaurată cu o proteză cu sprijin muco-osos, înseamnă că forțele ocluzale vor varia într-un domeniu larg, în funcție de remodelările osoase subiacente.

Una dintre problemele stringente ale refacerilor protetice pe implante este **proteza tranzitorie,** care este reclamată de pacienți după momentul inserării implantelor, până la finalizarea suprastmcturii finale. Sunt necesare reoptimizări repetate cu materiale elastice şi multă atenție la întreținerea unei igiene corecte.

Pacientul va fi chestionat m legătură cu aspectele estetice ale protezei vechi. Se vor nota motivele insatisfacției lui legate de poziția dinților, curburile arcadelor artificiale, culoarea dinților etc. Atunci când o protezâ mobilizabilă sau mobilâ preexistentă va fi înlocuită cu o proteză fixă pe implante, este foarte important să ținem cont de montarea dinților din proteza veche, care a determinat un anumit tonus al musculaturii oro-faciale la o anumită **DVO.**

Examenul protezelor vechi creşte în importanță când pacientul a fost protezat cu o restaurare fixă mobilizabilâ, care, uneori, include o „proteză gingivală".

Numărul şi topografia dinților absenți, linia surâsului

Numâml şi topografia dinților absenți influențează planul terapeutic. De obicei, **într-o PPF susținută distal pe implante, molarul doi nu se înlocuieşte.** Primul molar superior va ocluda cu cuspizii meziali ai antagonistului inferior (molarul doi), pentru a preveni eventualele egresii ce pot genera interferențe în cursul dinamicii mandibulare. Motivația celor expuse se bazează pe mai multe considerente:

a) Canalul mandibular îşi începe ascensiunea, iar sinusul maxilar este mai coborât în dreptul molarului doi. Osul în regiunea molarului doi inferior este mai puțin dens decât în alte regiuni ale mandibulei. Fosa submandibulară este mai accentuată m această regiune şi reclamă o angulație mai mare a corpului implantului, comparativ cu direcția forțelor ocluzale. Spațiul interarcadic şi în consecință spațiul protetic, este mai limitat m regiunea molarului doi. Drept urmare şi stâlpii vor fi mai scurți, cu suprafețe de agregare mai mici;

b) Dintele care generează cele mai dese interferențe în cursul efectuării ghidajului este molarul doi;

c) Aproximativ 90% din eficiența masticatorie se desfăşoară anterior de jumătatea mezială a molarului prim inferior;

d) Pe molarul doi se exercită, de obicei, o presiune ocluzală cu 10% mai mare decât pe molarul unu, ceea ce, în cursul unor parafuncţii poate duce la descimentări, fracturi ale stâlpului implantului şi, nu în ultimul rând, la modificări (liză osoasă)la interfaţa os/implant.

în situaţia când lipseşte caninul şi mai mult de un dinte adiacent, restaurările fixe convenţionale trebuie privite cu mai multe rezerve decât în alte tipuri de edentaţii. De aceea, în anumite situaţii, cum ar fi: edentaţia de canin, incisiv lateral şi premolar prim sau edentaţia de canin, incisiv lateral şi central sau edentaţia de canin şi de cei doi premolari, **sunt mai indicate restaurările pe implante.**

Aprecierea corectă a liniei surâsului şi a suprafeţelor dentare expuse vederii, va decide altemativa de^tstaurare fixă sau mobilizabilă, ultima putând fi prevăzută cu o serie de artificii.

Situarea liniei buzei inferioare este neglijată frecvent şi conduce, uneori, la rezultate dezastmoase.

Flexibilitatea mandibulei

în cursul dinamicii mandibulare şi mai ales m timpul mişcărilor de închidere-deschidere, asupra mandibulei se exercită forţe musculare antagoniste, tensiuni ligamentare şi nu m ultimul rând solicitări masticatorii.

Poziţia relativă a punctelor de aplicare a fortelor menţionate, nu permite echilibrarea lor riguroasă. Fenomenele decurg astfel deoarece forţele antagoniste exercitate de muşchii ridicători, respectiv coborâtori ai mandibulei au puncte de aplicare situate la distanţă unele de altele în cele trei planuri, **mandibula fiind supusă unor cupluri de forţe a căror acţiune se echilibrează pe seama elasticităţii osului.** Gradul deformării ei depinde de situaţia clinică şi de amplitudinea mişcârilor mandibulare. Este evident câ inserarea unei restaurări protetice de mare întindere va interfera cu flexibilitatea osului, având consecinţe negative asupra stâlpilor. Implantele din zona posterioară, solidarizate între ele prin intermediul unei **RPF** totale, vor fi supuse unor solicitări cu direcţieV-0, în cursul mişcărilor de închidere-deschidere.

Prin urmare, realizarea unor restaurări protetice totale, la mandibulă, agregate pe implante, este contraindicată deoarece flexibilitatea osului se manifestă chiar şi m prezenţa restaurării, consecinţele fiind: resorbţie osoasă în jurul implantelor, descimentări frecvente, fisuri sau fractura placajelor sau chiar a implantelor, senzaţie de discomfort pentru pacient etc.

Când situaţia clinică reclamă implante inserate posterior şi bilateral la mandibulă, sunt posibile mai multe altemative pentru ameliorarea efectelor descrise mai sus:

- Folosirea unor aliaje cu proprietăţi elastice m constmcţia suprastructurilor;
- Reducerea dimensiunii V-0 a punţii, pentru creşterea elasticităţii piesei protetice;
- Inserarea de implante adiţionale, care sâ permită aplicarea a două sau mai multe **RPF** independente.

Ultima variantă conferă în plus avantajul creşterii suprafeţei implantelor şi a gradului de retenţie pentru elementele de agregare.

In concluzie, un diagnostic preoperator exact şi un bilanţ preprotetic corect întocmit contribuie la succesul viitoarei restaurâri protetice pe implante. Acest bilanţ protetic nu poate fi facut decât de un medic stomatolog cu pregătire m acest sens. **Chirurgii maxilo-faciali care practică implantologia dentară trebuie să înveţe aceste lucruri îft cadrul unor cursuri de perfecţionare.**

22.4. ETAPELE CLINICO - TEHNICE DE REALIZARE A UNEI RESTAURĂRI PROTETICE PE IMPLANTE ENDOOSOASE

In cele ce urmează, vom expune, pe scurt, câteva particularităţi ale unor etape care diferă parţial sau total de cele din cursul confecţionării unei **RPF** tradiţionale.

ETAPECLINICE	ETAPE DE LABORATOR
1.	2.
l.Examenul clinic şi paraclinic, pentru evaluarea stării generale a pacientului şi a statusului dento-parodontal, în contextul diagnosticului complex al sistemului stomatognat; Evaluarea clinică şi radiologică a ofertei dento-osoase;	-
—	2.Realizareamodelului de studiu şi diagnostic; :
3.Diagnosticul final; Indicaţia de tratament; ' Stabilirea planului terapeutic; Alternative protetice; ¯	
4.Etapa prechirurgicală; , Condiţionarea structurilor dure şi moi ale câmpului protetic; ' — ' Confecţionarea plăcii de orientare ocluzală (dacă e cazul); , • •:	
S.Etapa chirurgicală (monofazică la implantele de stadiul I) Faza 1 - inserarea infrastructurii la nivelul ofertei osoase existente şi, eventual, a minişuruburilor provizorii (pentru implantele de stadiul II);	-
6.Amprentarea câmpului protetic pentru realizarea restaurârilor provizorii;	T.Confecţionarea modelului pentru restaurarea provizorie şi realizarea acesteia în funcţie de particularităţile cazului (fixâ sau mobilâ);
S.Etapa chirurgicală Faza a II-a - descoperirea corpurilor implantelor (evident, doar la cele de stadiul II) şi montarea dispozitivelor pennucozale.	9.Eventualele reoptimizări ale restaurarii provizorii;
lO.Inserarea stâlpilor adevăraţi sau analogi, eventual prepararea bonturilor dentare, pe care se va agrega viitoarea restaurare protetică definitivă;	-
11 .Amprentarea câmpului protetie, prin una din cele trei tehnici, cu sau fârâ dispozitive de transfer; ¯	
. 12.Confec(ionareamodeluIui de lucru, deobicei cu bonturi mobile;	
13.Confecţionarea plăcii de contenţie şi înregistrare pe modelul de lucru;	
14.Verificarea poziţiei plăcii de contenţie şi înregistrare în cavitatea bucală, pentru prevenirea posibilităţilor de modificare a poziţiei stâlpilor;	_
_	IS.Montarea modelului de lucru în articulator, pe baza datelor înregistrate cu şabloanele de ocluzie sau arcul facial;
_	16.Confecţionarea machetei viitoarei suprastructuri (ceară, răşini acrilice autopolimerizabile sau materiale tbtopolimerizabile);
—	17.Ambalarea, tiparul şi turnarea componentei metalice;
IS.Verificarea adaptării scheletului metalic al suprastructurii în cavitatea bucală (suprastructuri pasive);	
_	19.DezambaIarea, prelucrarea componentei metalice şi condiţionarea ei, în vederea aplicării componentei fizionomice;
_	20-Aplicarea placajelor fizionomice: ceramică, răşina diacrilică compozită, polisticlâ;
—	2LVerificarea restaurârii pe model;
22.Prelucrarea finală a restaurârii;	

1.	2
23.Verificarea adaptării protezei pe câmpul protetic, a integrării ei în funcționalitatea ADM; Fixarea provizorie nu este unanim acceptată; Fixarea nu are loc la suprastructurile mobilizabile; Definitivarea agregârii definitive, prin unul din procedeele de fixare (nu este cazul la suprastructurile mobilizabile);	
24.Controlul periodic al pacientului (dispensarizarea pacientului); Obligatoriu la un anumit tip de infra- şi suprastructuri. ¯	

De menționat că în funcție de tipul restaurării provizorii adoptate, aceasta se va îndepărta la momentul oportun. Dacâ au fost inserate minişumburi provizorii autofiletante, ele se vor îndepărta (adeseori, manopera este dificilă, în funcție de timpul scurs de la inserarea acestora).

1. Examenul clinic

Examenul clinic pentru evaluarea stării generale şi locale (endobucale) a pacientului, în contextul diagnosticului complex, din cadrul căruia nu lipsesc nici examenele paraclinice, inclusiv evaluarea radiologicâ a ofertei osoase, se regâsesc în orice tratat de specialitate (5,15,21) şi, din motive de spațiu, nu le tratâm în acest capitol.

2. Realizarea unui model de studiu şi diagnostic

Modelul va fi confecționat dintr-un gips dur, pe sistemul monobloc. El va fi soclat corespunzător, m conformatoare speciale, putând fi chiar montat într-un ocluzor sau chiar articulator. Scopul realizării acestui model constâ m evaluarea:

a) Spațiului protetic existent;

b) Relațiilor ocluzale interarcadice/interdentare existente;

c) Raportului crestei edentate cu dinții adiacenți şi antagoniști;

d) Topografiei, angulației, rotației, extmziei, precum şi a eventualelor incongmențe dento-alveolare ale dinților naturali, potențiali stâlpi;

e) Modului de exercitare a forțelor la nivelul viitoarelor sedii de plasare a implantelor;

f) Prezenței unei scheme ocluzale adecvate;

g) Particularităților țesuturilor moi;

h) Curbelor de ocluzie sagitală şi transversală, precum şi tipului de ocluzie existentâ;

i) Integrității dinților antagonişti.

3. Diagnosticul final

Diagnosticul final, indicația de tratament, stabilirea planului terapeutic, eventualele variante de suprastmcturi, ca şi costul acestora se stabilesc de comun acord cu pacientul.

4. Etapa prechirurgicalâ

Această etapâ urmăreşte:

a) Asanarea cavității bucale şi o pregătire pre- şi proprotetică adecvată;

b) Corectarea şi/sau nivelarea planului de ocluzie la nivelul arcadei antagoniste reclamă adeseori gingivo-alveolo-coronoplastie şi chiar devitalizarea dinților;

c) Condiționare tisulară;

d) Amprentarea în vederea confecționării **plăcii de orientare chirurgicală (placa de ghidaj chirurgical).**

Amprentarea câmpului protetic m vederea confecționării plăcii de ghidaj chirurgical se impune doar atunci când condițiile din cavitatea bucală s-au modificat față de cele relevate de modelul de studiu şi diagnostic.

Placa de orientare chirurgicalâ serveşte la finalizarea desighului fînal al protezei, stabilirea numărului, topografiei şi angulației corespunzătoare a implantelor, precum şi la realizarea unei limite gingivale adecvate.

Ca metode de realizare a acestei plăci, deosebim:

- Când pe arcadă mai există dinți restanți, placa trebuie să se adapteze peste şi/sau m jurul acestora, în vederea asigurării stabilității şi repoziționării;

- La o arcadă edentată total, placa se va extinde până la limita -cu țesuturile moi, cuprinzând palatul şi tuberozitățile la maxilar şi tuberculii retromolari la mandibulă;

Aşadar, placa de orientare chirurgicală se utilizează doar după crearea lăcaşurilor corespunzâtoare implantelor.

Topografia implantelor diferă:

- La o restaurare pe implante, agregată prin cimentare, stâlpii pot fi plasați subiacent contactului ocluzal cuspidian, la nivel posterior sau în interiorul intermediarilor, la un dinte anterior;

- La o restaurare pe implante, agregată prin înşurubare, stâlpii posteriori trebuie sâ fie situați subiacent foselor centrale, iar cei anteriori, în regiunea cingulum-ului dinților frontali preexistenți.

Pentru stabilirea unei angulații corespunzătoare a implantelor, placa de orientare chirurgicală va fi ridicată deasupra crestei edentate. **Distanța dintre suprafața ocluzală a suprastructurii şi vârful crestei trebuie să fie de minimum 8 mm.** Placa de orientare chirurgicală va fi plasată pe câmpul protetic, după execuția lăcaşurilor necesare corpurilor implantelor şi inserarea indicatoarelor de direcție şi angulație m profunzimea acestora. Angulația ideală se obține când axul lung al implantelor este perpendicular pe planul de ocluzie şi paralel cu axul lung al dinților naturali, în cazul unor eventuale infrastmcturi mixte (dinți naturali şi implante).

De obicei, crestele osoase sunt atrofiate, multe din ele prezentând chiar atrofii avansate. Restabilirea limitei gingivale se realizează atât la nivel osos, cât şi la nivel gingival, prin augmentare cu implante de adiție sau os demineralizat, congelat şi uscat.

5. Etapa chirurgicală

Această etapâ diferă la implantele de stadiul I, față de Cete de stadml 11. La primele, există un singur timp chirurgical. La cele de stadiul 11, sunt două etape distincte (prima de inserare, a doua de descoperire a implantelor)

Inserarea implantelor endoosoase are loc după efectuarea unor puțuri în grosimea osului, cu ajutorul unor instmmente rotative adecvate, adaptate la piesa unui **fiziodispenser*.** Folosirea instrumentelor rotative se face într-o succesiune bine stabilită, m funcție de sistemul şi tehnica utilizate. în situația inserării unui **implant de tip rădăcină****,** se începe cu o frezâ pilot (o freză globulară nr. 2), care marchează topografia viitorului puț şi evaluează diametrul şi grosimea osului cortical, pe coama crestei edentate. **între implante trebuie să existe un spațiu de minimum 2 mm (fig. 22.12.).**

Această distanță, absolut necesară, poartă numele de **distanță de securitate.** Intre formațiunile anatomice importante (canal mandibular, sinus maxiiar) şi baza corpului implantului trebuie sâ existe un plan osos de minimum 2 mm grosime (optim 4 mm).

Ulterior, se continuă cu o freză tip burghiu, cu diametml redus, apoi se creşte progresiv

* **fiziodispenser** — aparat care permite frezarea osului la turații variabile şi sub irigație cu ser fiziologic, la o temperatură datâ, pentru a nu crea supraîncălzire sau leziuni în intimitatea țesutului osos.
** **implante** râdâcinâ -termen adoptat de şcoala americană pentru implantele cilindrice, şurub şi hibride.

diametrul, în funcție de gabaritul implantului ales. O serie de freze sunt prevăzute cu sistem de răcire internă.

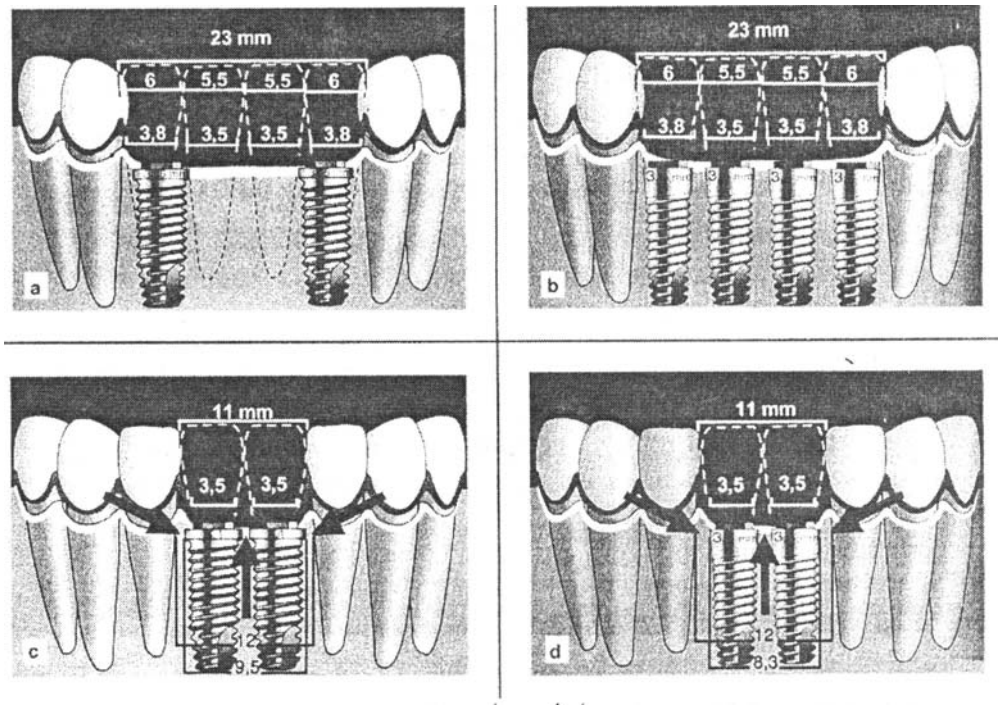


Fig. 22.12. Edentație parțială clasa a IV-a Kennedy, rezolvabilă prin proteză fixă cu sprijin implantar. Evaluarea dimensiunilor implantelor cu respectarea zonei de securitate.

Diferite sisteme de implante au ataşate, în tmsele lor, **freze corespunzătoare, care pot fi mai lungi decât implantele cu 1 mm, egale cu lungimea sa sau mai scurte decât lungimea implantului.** După osteotomie, m puțurile osoase obținute, se plasează nişte indicatoare cilindrice, peste care se aplică placa de orientare chimrgicală, m vederea evaluării corecte a topografiei şi angulațiilor implantelor. Se contraindică osteotomia cu placa de orientare chirurgicală pe câmpul protetic. Aceste indicatoare de direcție pot fi utilizate şi în compresia hemostatică a țesuturilor din profunzimea puțurilor, crescând astfel vizibilitatea la acest nivel. în cazul unor abateri de poziție şi angulație, corectarea acestora precede orice preparație osoasă ulterioară. Atunci când freza rămâne blocată în os, nu se vor face mişcări unghiulare cu piesa de mână, pentru a nu deforma puțul. Unica mişcare permisă este aceea de rotație a frezei m sens invers. Când acest lucru nu rezolvă problema, freza se detaşează din piesa de mână şi se roteşte în sens invers, cu ajutorul unui forceps sau a altui instmment.

Freza finală poate fi acoperită cu nitrit de titan (sau alt material similar acestuia), pentm a preveni eventuala desprindere a unor fragmente metalice şi cantonarea lor la nivelul patului osos de implantare.

După inserarea în poziție corectă, corpurile implantelor sunt acoperite cu un **şurub de acoperire,** pentm a evita invazia canalului interior al implantului şi parțial puțul cu diferite secreții poluante. Apoi, întreg ansamblul este acoperit cu un lambou de mucoasă sau muco-periost prin sutura planurilor supradiacente. Dacă corticala osoasă este groasă, țesuturile supradiacente au o consistență fermă şi pacientul nu manifestă parafuncții de tipul bmxismului, **plasarea ansamblului corp implant-şurub de acoperire față de creasta osoasă nu prezintă o importanță deosebită.** în schimb, dacă corticala superioară a fost îndepărtată m timpul osteoplastiei (osul restant fiind trabecular fin) şi țesuturile supradiacente sunt subțiri, ansamblul corp implant-şumb de acoperire trebuie să fie poziționat obligatoriu sub nivelul crestei osoase.

Bineînțeles câ la implantele de stadiul 1 lucmrile diferâ.

La ora actualâ, se consideră că succesul etapei chimrgicale este asigurat de:

- Cunoştinţe temeinice de morfologie a **ADM,** pentru a putea aprecia, precis şi corect, topografia şi poziția implantelor.
- Paralelismul implantelor (admițându-se toleranțe până la 15° între-ete sau față de dinții naturali existenți, utilizați într-o agregare mixtă).
- Perpendicularitatea implantelor pe planul de ocluzie.
- Evitarea desterilizării corpului implantului.
- Minimalizarea pe cât posibil a traumei ocluzale.

In ceea ce priveşte secvențialitatea inserării implantelor, întotdeauna se va începe cu cele din regiunea posterioarâ, unul din motive fiind şi accesibilitatea chirurgicală mai redusâ m aceste zone. La 6-7 zile se eliminâ firele de suturâ.

Pentru vindecarea primară şi realizarea integrârii tisulare a implantelor de stadiul 11, perioada minimă la mandibulă este de 3-^ luni, iar la maxilar de 4-6 luni.

6. Amprentarea câmpului protetic pentru realizarea restaurărilor provizorii

Această etapă se face postoperator, fie după eliminarea firelor de suturâ, astfel încât pacientul să nu fie dezinserat din societate.

7. Confecționarea modelului pentru restaurarea provizorie şi realizarea acesteia în funcție de particularitățile cazului

Restaurârile provizorii variazâ de la caz la caz. Ele pot fi fixe, când se agregă la dinți naturali restanți şi/sau pe minişumburi temporare, mobile sau mobilizabile. Adeseori pot fi utilizate proteze vechi, care se reoptimizează. Modelele, din rațiuni fmanciare, pot fi monobloc, dar pot fi prevăzute şi cu bonturi mobile. Ele se confecționează din gipsuri dure. Restaurările provizorii (vezi cap. 13.6.) trebuie să permită examinarea periodică a țesuturilor moi şi, m general, urmărirea procesului de vindecare şi integrare tisulară a implantelor de stadiul 11, timp de câteva luni.

8. Etapa chirurgicală (fâza a II -a)

Această etapă constâ m redescoperirea implantelor de stadiul II, care se face fie printr-o incizie cu bisturiul, fie cu un laser COi sau cu dispozitive speciale (bisturiu circular). Ultimele două variante înlocuiesc tot mai frecvent inciziile şi suturile secundare, respinse tot mai mult de pacienți. Cele două posibilități sunt rezervate, totuşi, celor cu experiență m domeniu. După descoperirea implantelor, se **îndepărtează şuruburile de acoperire** şi se **înlocuiesc cu extensiile permucozale,** care pregătesc câmpul protetic pentru adaptarea stâlpilor propriu-zişi. Când se ataşează extensia permucozală, se poate verifica şi rigiditatea implantului la o forță de torsiune de aproximativ 10 N/cm, în sens opus extensiei permucozale, respectiv la o forță de 200-300 g.

Un implant este considerat rigid, dacă, sub acțiunea acestor forțe, nu se decelează mobilitate clinică. Ulterior, se aplică placa de orientare chirurgicală şi se evaluează poziția implantelor. Dacă poziția unui singur implant este compromisă şi viitoarea proteză parțială fixă sprijinită pe implante va fi compromisă.

Dacă punga gingivo-osoasă verticală din jurul implantului este mai mare de 3 mm (sau reprezintâ 1/3 sau mai mult din lungimea implantului), este obligatoriu ca implantul sâ fie înlăturat. Dacâ țesuturile moi adiacente implantului sunt intacte, iar defectul osos vertical din jurul implantului este mai redus decât dimensiunile enumerate mai sus, se descriu mai multe metode de reducere a acesteia. Una dintre cele mai cunoscute constă m introducerea unei pene de

os în țesutul dur adiacent implantului (la câțiva milimetri distanță de acesta), care va contribui la refacerea osului înspre corpul implantului; bineînțeles, după un chiuretaj atent şi îndepărtarea țesuturilor patologice. Ulterior, țesutul osos din jurul penei se va vindeca fară probleme,

Alte tehnici recomandă utilizarea membranelor resorbabile (GORE-TEX) sau a unui amestec de **HA** cu os demineralizat, uscat şi congelat, preparate care vor induce o apoziție osoasâ.

în cazul unor defecte osoase orizontale care reprezintă mai mult de 1/3 **din dimensiunea corpului implantului, este obligatorie îndepărtarea implantului.** Defectele osoase orizontale de dimensiuni reduse, beneficiazăr de următoarele alternative:

- repoziționarea apicală a țesuturilor moi, astfel încât implantul sâ fie situat mai mult permucozal;
- netezirea eventualelor suprafețe rugoase situate deasupra osului cu ajutorul unor instmmente abrazive, prevenind astfel acumulările de placâ;
- util.izarea preparatelor de tip **HA,** os demineralizat, uscat şi congelat sau a membranelor osteogene;

In cazul când este absolut necesară îndepărtarea implantului, există alternativele:

a) realizarea suprastructurii, dacă au râmas încă suficienți stâlpi;

b) transformarea tipului de restaurare conjunctă m restaurare mobilizabilă, pentru a redistribui adecvat forțele funcționale;

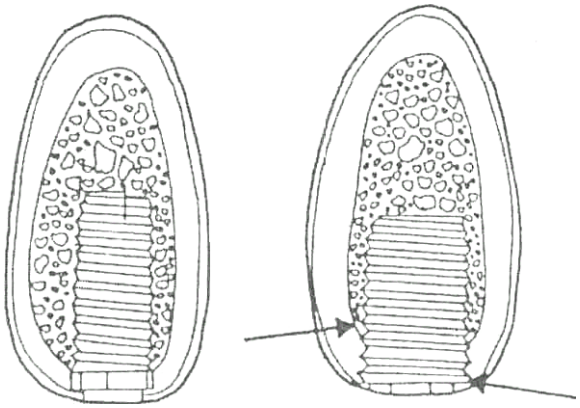


Fig. 22.13. Introducerea unui implant cu diametru mai mare dezvoltă tbrțe corespunzătoare la inlert'ața os-implant, determinând reducerea mobilitații clinice.

c) plasarea unui implant adițional într-o topografie adecvată, dar aleatoare, în acelaşi timp cu îndepărtarea impțantului compromis;

d) înlocuirea implantului compromis cu alt implant de diametru mai mare, care va fi introdus mai profund m ihteriorul osului (fig. 22.13.)

e) augmentare osoasă cu preparate de tip **HA,** os demineralizat, uscat şi congelat, membrane osteogene şi, ulterior, reimplantarea.

Evoluția sistemelor de implante, integrarea lor m practica de cabinet, au obligat fabricanții să creeze componente protetice care să permitâ realizarea unor limite cervicale juxtagingivale sau chiar intrasulculare, atât m cazul unei punți pe implante cimentată, cât şi m cazul uneia retenționată prin înşurubare. Bonturile destinate cimentării sau înşurubării au permis rezolvarea relativ facilă a acestei cerințe. Tehnica constă m evazarea porțiunii transgingivale şi realizarea unei limite cervicale de tip chanfrein (chanfer, en conge) sau prag, în zonele care reclamă o estetică deosebită.

Cât priveşte calitatea țesuturilor de la nivelul limitei cervicale implantare, există şi azi vii controverse privind necesitatea prezenței unei benzi de gingie cheratinizată, ataşată implantelor. Din experiența noastră, **existența în jurul extensiei permucozale sau a stâlpului a unei benzi de mucoasă cheratinizată este obligatorie.** Când în juml stâlpului avem mucoasă mobilă, eşecul este constant.

în concluzie, se consideră că restaurările protetice fixe pe implante trebuie să respecte următoarele criterii:

- Limita cervicală a suprastructurii să fie situată supragingival;

- Implantul să fie situat într-o zonă fârâ tensiuni musculare excesive;

- In jurul implantelor e bine să existe o bandă de gingie cheratinizată:

Dimpotrivă, în cazul situării intrasulculare a limitei cervicale a suprastructurii, precum şi în cazul unor implante situate în zone cu tensiuni musculare excesive, se impune crearea unui lambou colagenic dens. In acest scop, se descriu următoarele metode:

a) **Grefa gingivalâ** prelevată prin procedee clasice (desprinderea unui lambou conjunctivo-epitelial, cu păstrarea patului conjunctivo-osos) de la nivel palatinal. Lamboul este ulterior decupat m zona corespunzătoare implantului, aplicat pe câmpul protetic şi imobilizat prin sutură;

b) **Deplasarea în sens apical a unui lambou de grosime variabilă,** prelevat de pe vârful crestei alveolare reziduale.

' Această metodă se aplică în cazul existenţei unei zone cheratinizate, pe vârful crestei alveolare reziduale (fig. 22.14) şi constă m deplasarea acesteia înspre apical (raportat la implante).Conjunctivul denudat se va regenera şi transforma m gingie cheratinizatâ, astfel că, în final, implantele vor fi înconjurate din toate părţile de gingie cheratinizatâ;

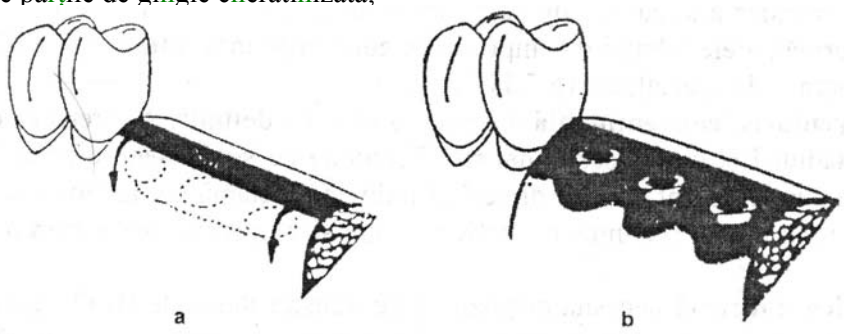


Fig. 22.14 Procedeu simplu de a aduce în jiirul implantelor gingie cheratinizatâ:
a) banda neagrâ reprezintă zona gingiei cheratinizate de la nivelul coamei crestei, care se va exciza şi deplasa înspre apical (sâgeţile indică direcţia de deplasare); b) implante înconjurate de gingie cheratinizatâ

c) Augmentarea patului osos şi acoperirea lui cu un lambou de mucoasâ, prelevat din fundul de sac şi de pe versantul vestibular al crestei mandibulare. ^.

In cazul unei oferte osoase insuficiente cantitativ (înălţime redusâ a crestei mandibulare), se impune un procedeu de adiţie osoasă (os autolog - creastă iliacă sau materiale sintetice de substituţie, care trebuie acoperite cu un lambou de mucoasă).

Procesul de vindecare fmală a ţesuturilor moi, după redescoperirea implantului, necesită o perioadă de timp de minimum 2-3 sâptămâni, până la faza de amprentare. In această perioadă, se recomandă menţinerea unei igiene riguroase, care sâ protejeze de o eventuală poluare a interfeţei os-implant. în acest scop, pacientul va fi învăţat să-şi clătească periodic cavitatea orală cu o soluţie de clorhexidină, m vederea reducerii bacteriemiei m mediul bucal şi la nivelul ţesuturilor moi periimplantare.

9. Eventuale reoptimizări ale restaurărilor provizorii

Apariţia extensiilor permucozale face adeseori imposibilă inserarea restaurârilor provizorii, care trebuie din nou adaptate la noua situaţie. Aceasta se face de cele mai multe ori prin tehnici directe, în cabinet.

10. Inserarea stâlpilor adevăraţi sau analogi, eventual prepararea bonturilor dentare pe care se agregă restaurarea protetică de durată

în această etapâ se îndepărteazâ extensiile permucozale, se face toaleta capetelor implantelor cu apă oxigenată, apoi se înşumbează stâlpii adevăraţi sau analogi (în funcţie de

sistem). Dacâ **tipul de agregare va fi mixt** (dento-implantar), atunci se vor prepara sau retuşa bonturile naturale, conform regulilor din protetica tradiţionalâ şi a stilului de lucru at practicianului.

11. Amprentarea câmpului protetic

Etapa de amprentare a câmpului protetic marchează debutul realizârii suprastructurii protetice. Ea se rezumâ, în esenţă, la transferarea statusului clinic pe modelul de lucru. Tehnicile de amprentare diferă în funcţie de suprastmctura fixă pentru care se optează (mobilizabilă, demontabilă sau cimentată), de sprijinul acesteia (numai pe implante sau de tip mixt - pe implante şi dinţi naturali), precum şi de sistemul de implante folosit.

Tipul suprastructurii determină numărul amprentelor sau mai bine zis fazele clinico-tehnice, în funcţie de care se stabilesc şi tipurile şi categoriile de amprentare.

Aproape toate sistemele modeme de implante performante oferă **dispozitive de amprentare şi transfer.** în funcţie de sistemul utilizat, diferă şi tehnica de amprentare, respectiv posibilitâţile de transfer a situaţiei clinice pe modelul de lucru. în protetica implantologicâ au devenit uzuale următoarele tehnici de amprentare: **convenţională, indirectă** şi **directă,** descrise detaliat în monografii de specialitate (5,7,11,12,19 etc.).

A)Amprentarea convenţionalâ a stâlpului protetic defmitiv se pretează cu precâdere la implantele de stadiul 1 şi se foloseşte mai rar. Tehnicile nu se deosebesc de cele din protetica tradiţionalâ. Aproape constant tehnica directâ şi indirectă reclamă confecţionarea unei amprente preliminare şi a unui model preliminar, ulterior luându-se amprenta finalâ, prin una din tehnicile amintite.

B) Tehnica indirectă necesitâ dispozitive de transfer indirecte **(DTI),** care se ataşează la stâlpul implantului. Se recomandâ la pacienţi care prezintă o amplitudine mai redusâ a cavităţii bucale. Tehnica indirectâ permite transferarea pe model a situaţiei din cavitatea bucală, printr-un sistem detaşabil. Astfel, pe implant, respectiv pe stâlpul implantului, se ataşează **dispozitivele de transfer,** amprenta fiind luatâ peste acestea. Pentru realizarea modelului, stâlpii de transfer (care au rămas în amprentâ) se înşurubează pe implantul analog şi se repoziţionează în amprentâ (fig 22.15)

QTehnica directă dispune de dispozitive de transfer ce râmân incluse în materialul de amprentâ, farâ a putea fi detaşate din acesta. în cursul amprentării, pentru a-i menţine poziţia corectă, cilindrul de transfer se înşurubează pe implant. Demularea amprentei, post priza materialului, se face după ce se desface şurubul de fixare al dispozitivului de transfer. Astfel, stâlpii de transfer vor fi îndepârtaţi din cavitatea bucalâ odată cu amprenta, rămânând fixaţi în aceasta. Pentru realizarea modelului, implantul analog va fi înşumbat m stâlpul de transfer din amprentâ (fig. 22.16.).

După obţinerea unei linguri individuale, perforatâ la nivelul dispozitivelor de transfer (fig. 22.17.a), se face verificarea lingurii în cavitatea bucală. Pentru aceasta, este necesar ca în prealabil sâ se monteze dispozitivele de transfer pe implant (fig. 22.17.b).

Se recomandă ca, înainte de amprentare, sâ se adapteze, peste orificiul din lingură, o placâ de ceară, cât timp ceara mai este încă plastică, să se introducă din nou lingura în cavitatea bucalâ. Astfel, şuruburile de fixare a dispozitivelor vor perfora ceara. Aceasta are rolul de a comprima materialul de amprentă şi permite, totodatâ, o centrare corectâ a lingurii. Metoda necesitâ un material de amprentare care, după prizâ, să fie cât mai stabil. Noi utilizăm de preferinţă un material de amprentare pe bazâ de polieter (de exemplu IMPREGUM F sau PERMADYNE - Espe). Inainte de amestecarea materialului, este necesar sâ se verifice, încă o dată, poziţia DTD-urilor. Lingura va fi pensulată cu un adeziv pentru reţinionarea materialului de amprentă.

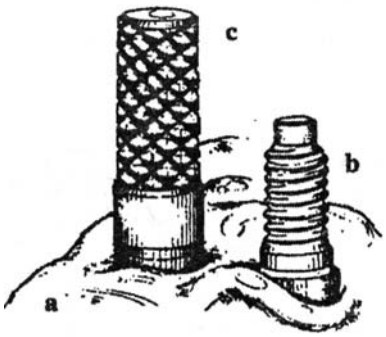
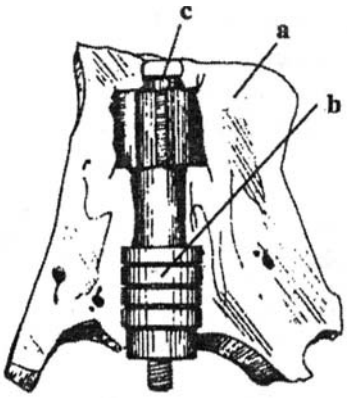
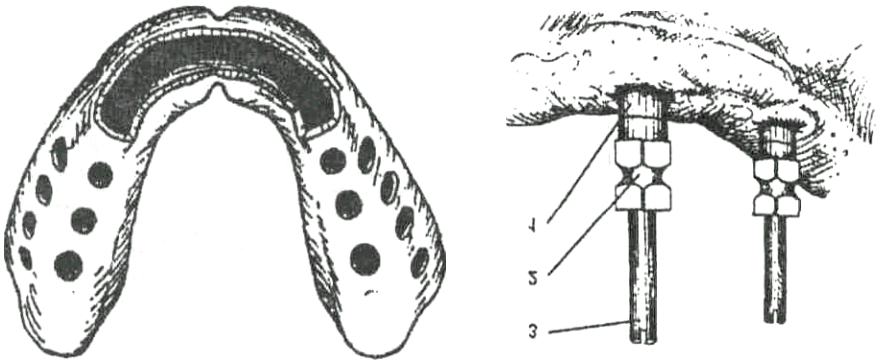


Fig. 22.15. Amprentă prin tehnica indirectâ:a. amprenta; b. stâlpul de transfer;c. implantul analog fixat în amprentă.



Fig, 22.16. Tehnica directâ de amprentare:a. amprenia; b. stâlpul de transfer; c. şurubul de fixare al stâlpului du transfer.

Se amestecâ materialul şi se aplică cu ajutorul unei seringi în jurul dispozitivelor (şi a bonturilor dentare, în cazul unei punţi cu agregare mixtă) şi apoi se aplică lingura încărcată în cavitatea bucală. Lingura se centrează astfel încât şuruburile de fixare să străpungă orificiile din ceara/de pe lingurâ (fig.



Fig, 22.17. a. lingurâ individualâ din acrilat, perforatâ la nivelul dispozitivelor; b. dispozitivele montate pe implante;1. extensia permucozală a implantului; 2, dispozitivul de transfer; 3. şurubul de fixare al dispozitivului.

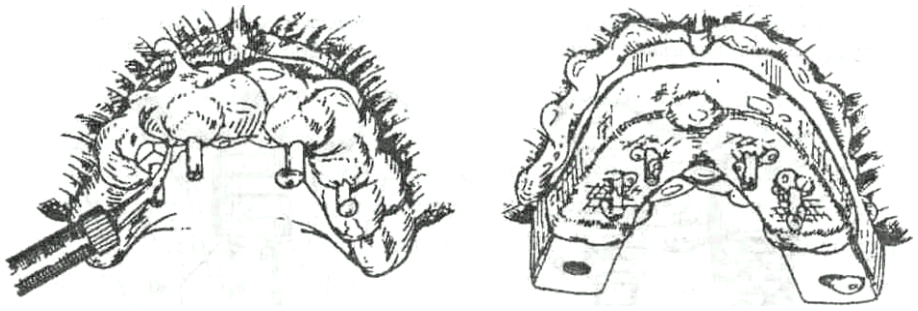
Urmează dezinserţia amprentei, dispozitivele de transfer râmânând fixate m amprentă. în sfârşit, se trece Ja evaluarea amprentei, urmărindu-se redarea cu fidelitate a tuturor particularităţilor câmpului protetic, se verifică dacă dispozitivele sunt tixate corect şi nu există material de amprentă pe suprafaţa de adaptare a acestora cu implantul sau extensia transmucozală a implantului (fig. 22.19.b). Existenţa de material pe marginea dispozitivelor înseamnă că acestea nu au fost centrate pe implant, respectiv pe extensia permucozalâ sau şuruburile de fixare nu au fost complet strânse. Când amprenta este satisfacătoare, aceasta se dezinfectează, după care stâlpii analogi se vor ataşa la dispozitivele de transfer. în acest moment, amprenta este aptă pentru trimitere în laborator, m vederea realizării modelului de lucru.

Datorită folosirii lingurii individuale, perforate la nivelul dispozitivelor pentru această tehnică se utilizează şi termenul de **„amprentare deschisă".**

12. Confecţionarea modelului de lucru

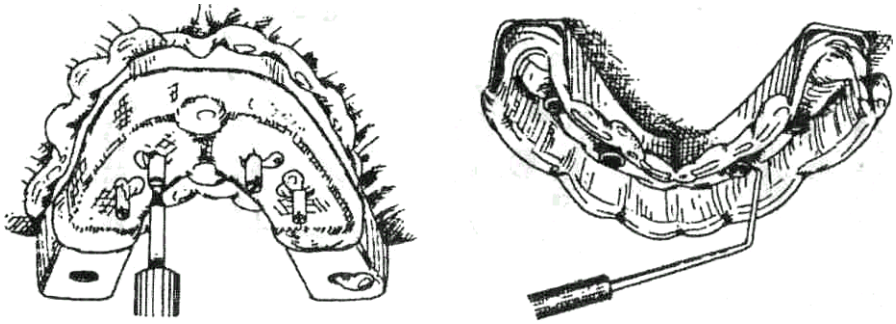
în amprenta finală se toamă un gips dur (sau superdur) vacuum-malaxat, obţinându-se,

astfel, modelul de lucru. 0 serie de autori recomandă ca, în tehnologia de elaborare a restaurârilor protetice pe implante, amprenta finalâ să nu fie vibrată pe măsuța vibratorie, datorită posibilelor deformări ce pot surveni. Deoarece toate materialele de amprentă prezintă contracții la priză, se recomandă utilizarea preferențială a gipsurilor de clasa a IV-a, a căror triplă expansiune compensează partial aceste contracții de priză. ;



a **b**

Fig.22,18. Amprentarea finalâ prin metoda directă. a. aplicarea materialului de amprentare în jurul dispozitivelor de transfer; b. șuruburile de tixare ale dispozitivelor de transfer străpung placa de cearâ, după poziționarea lingurii.



a **b**

Fig. 22.19. Amprentarea finală prin riîetoda directă: a. desfacerea şuruburilor de fixare; b. verificarea poziției dispozitivelor.

Mai mult, modificarea raportului dintre **pulbere** şi **apa distilată** necesarâ, m favoarea pulberii, creşte expansiunea de priză.

în trecut, modelele de lucm se confecționau numai cu bonturi fixe; ulterior, s-au impus dm ce m ce mai mult modelele cu **bonturi mobile,** datorită multiplelor avantaje pe care le prezintă. Modelul de lucru pentru restaurârile protetice pe implante agregate prin cimentare, diferă de cel al restaurărilor agregate prin înşumbare. Astfel, m cazul **restaurărilor fixe pe implante agregate prin cimentare, este necesară menținerea unui spațiu de minimum 40 Hm între stâlpul implantului şi elementul de agregare** din compenența suprastructurii. Acest spațiu va fî ocupat de ciment. **în cazul punților pe implante, agregate prin înşuriibare, se impune utilizarea unui material de model foarte dur.**

Initial, modelele de lucru s-au realizat şi din **răşini epoxidice,** datorită durității foarte mari ale acestor materiale. Inconvenientul major care a dus astăzi la renunțarea la aceste materiale, în cazul suprastmcturilor pe implante, este reprezentat de absența expansiunii la prizâ. Mai mult, aceste materiale prezintă **o contracție de priză în jur de** 0,2%.

Estetica fmală a unei piese protetice depinde, m mare măsură, de relațiile armonioase ale acesteia cu țesuturile moi adiacente şi subiacente. Pentru a avea o reprezentare fidelâ a acestor formațiuni pe câmpul protetic, se recomandă (în cazul unor cerințe estetice excepționale)

realizarea unui **model duplicat,** pe care să fie redată limita cervicală. Acest lucm se poate obține prin injectarea unor materiale elastice de tipul polieterilor sau siliconilor (de preferință cu reacție de adiție) m jurul stâlpilor analogi de pe modelul de lucru. în final, modelul duplicat va avea o reprezentare fidelă a țesuturilor moi adiacente şi subiacente implantului. Menționăm, totuşi, că realizarea unui model duplicat nu este obligatorie, impunându-se doar m cazul unor solicitări estetice deosebite.

După priza completă a gipsului, stâlpii sunt îndepărtați din dispozitivele de transfer directe. Se demulează amprenta, obținându-se modelul de lucm. **Dispozitivele de transfer directe se pot, ulterior, steriliza şi reutiliza.**

13. Confecționarea plăcii de contenție şi înregistrarea pe modelul de lucru

Scopul confecționării acestei plâcuțe constă m contenția componentelor infrastructurii, menținerea rapoartelor existente între acestea, dar şi între infrastructură şi câmpul protetic, până la turnarea scheletului metalic al suprastructurii. Pentru aceasta, dispozitivele de transfer directe sunt repoziționate pe modelul de lucru. Dacă spațiul vertical este limitat, capele pot fi tăiate în jumătate. Utilizând un pulverizator de ceară, aria din jurul şi dintre zonele de joncțiune dintre dispozitivele de transfer direct şi stâlpii analogi sunt acoperite, râmânând vizibile doar cele două treimi superioare ale fiecărui dispozitiv.

Modelul de lucru se izolează, după care se aplică un rulou de pastă acrilică, care, întărindu-se, va încorpora dispozitivele. Ceara pulverizată anterior va conferi vizibilitate asupra zonelor de joncțiune dispozitiv de transfer direct - stâlp analog pe model, respectiv stâlp implant-corp implant m cavitatea bucală.

Pentru a reduce deformările secundare şi contracția la polimerizare a plăcuței de contenție şi înregistrare (confecționate din acrilat termopolimerizabil), se recomandă utilizarea unei răşini autopolimerizabile sau fotopolimerizabile m aria din jurul capelor. Răşina autopolimerizabilă se lasă 24 ore pentru finalizarea reacției de priză, iar materialul fotopolimerizabil se polimerizează inițial 8-10 minute, după care se acoperă cu un strat protector față de acțiunea aerului şi apoi se repolimerizează timp de 3 minute. După cum se vede, procedeele de laborator sunt mai laborioase, tehnicianul nu trebuie presat să execute restaurarea repede.

14. Verificarea poziției plăcii de contenție şi înregistrarea m cavitatea bucală

Plăcuța de contenție şi înregistrarea trebuie verificate pe câmpul protetic, pentru a preveni posibilitățile de modificare a poziției stâlpilor.

Plăcuța de contenție şi înregistrare se îndepărtează de pe model, iar marginile ei vor fî ulterior finisate şi lustruite. După aproximativ o săptămână, se verifică adaptarea plâcuței în cavitatea bucală şi prin aceasta şi înşurubarea stâlpilor, deoarece pelicula subțire de ciment utilizată în vederea îmbunătățirii înşurubării (aderența metal-metal fiind neînsemnată) dintre corpul implantului şi stâlpul acestuia poate fi redusă sau chiar absentă m unele porțiuni. Discrepanțele depistate - chiar minore - între situația existentă din cavitatea bucală şi cea preexistentă pe modelul de lucru, relevâ, de obicei, o deşurubare a stâlpilor implantelor, fapt ce impune corectarea acesteia.

Următoarele etape clmico-tehnice de realizare a unei restaurări protetice pe implante (15. - 24.) nu prezintă diferențe esențiale față de etape similare dm protetica tradițională.

15. Controlul periodic (dispensarizarea pacientului)

Dacă m protetica tradițională, doar o parte a pacienților trebuie dispensarizați, m protetica implantologică **dispensarizarea este obligatorie.**

Prima verificare a pacientului se impune **după o săptămână de la inserare,** când i se va face un scurt instructaj cu privire la regulile de igienă pe care trebuie să le adopte şi să le respecte (modalităţi de igienizare, instrumentarul necesar). **Verificările ulterioare se realizează la una, trei şi şapte luni de la fixarea restaurării, apoi anual.** Doar astfel, o restaurare protetică sprijinită pe implante poate funcţiona timp îndelungat, evitându-se o serie de complicaţii, ce pot surveni.

22.5. CÂTEVA PRINCIPII DE ELABORARE A SUPRASTRUCTUMLOR ÎN LABORATOARELE DE TEHNICĂ DENTARĂ

în trecutul nu prea îndepărtat, restaurările protetice pe implante au avut drept ţel principal refacerea funcţiei masticatorii. în ultimele decenii, conceperea suprastructurilor este influenţată şi de aspecte gnatologice, estetice şi igienico-profilactice.

în elaborarea unei suprastructuri pe implante, trebuie respectaţi o multitudine de factori. Dintre aceştia amintim: **adaptarea pasivă a scheletului metalic la infrastructură, modalitatea de ancorare a suprastructurii, sistemul de legătură dintre scheletul metalic şi materialul de placare, rezistenţa la abrazie a materialelor ce restaurează stopurile ocluzale,** stabilitatea restaurării la diferite sarcini în timp şi asigurarea accesului, pentru igienizare.

Criteriile majore tehnologice de elaborare a restaurârilor protetice fixe tradiţionale pe dinţi naturali sunt doar parţial valabile şi pentru restaurările pe implante. Din punct de vedere tehnologic, multe proteze fixe pe implante pot fi situate m cadrul **rezolvărilor hibride,** ele fiind, de multe ori, o **combinaţie între protezele fixe şi cele mobilizabile.** Conceperea şi confecţionarea unei **RPF** pe implante este, m mare măsură, determinatâ de sistemul de implant pe care trebuie executatâ suprastructura. Forma şi poziţia dinţilor care se înlocuiesc trebuie să corespundâ cu aceea a dinţilor naturali şi să satisfacă particularităţile funcţionale, individuale ale pacientului. **De aceste criterii clinice trebuie sâ se ţinâ cont încă din etapa de inserţie a implantelor.** Este de dorit ca o poziţie indecvată a implantului sâ nu influenţeze negativ poziţia dinţilor artificiali, care alcâtuiesc suprastructura. De aceea, **noi susţinem ideea câ acela care inseră implantele, trebuie să execute şi sâ insere şi restaurarea protetică.**

Funcţia şi aspectul fizionomic al unei restaurări protetice pe implante sunt influenţate de poziţia şi diametrul acestora.

Contribuţia tehnicianului dentar este majorâ, uneori colaborarea lui este oportunâ chiar şi în conceperea planului de tratament. Adeseori, pentru o poziţionare adecvatâ a implantelor, m scopul confecţionârii unei suprastructuri optime, este necesar ca, pe lângâ realizarea plăcilor de poziţionare (pentru localizarea implantelor), sâ se execute o **modelare diagnostică în ceară, pe modele, sau o simulare a situaţiei finale prin montarea de dinţi artificiali. (Wax-up şi Set-UP)-**

La tipurile mai vechi de implante (de exemplu lamele Linkow de primâ generaţie, şumbul CBS - Sandhaus, şurubul Heinrich etc), dar şi la unele implante elaborate ulterior (de

exemplu şurubul KSI - Bauer, şurubul Bicortical - Oraltronics, şurubul Tramonte etc), **suprastructurile, respectiv mezostructurile** - în cazul unor proteze mobilizabile, se **agregâ exclusiv prin cimentare.**

Modalitatea de ancorare a suprastructurii la infrastructurâ este determinatâ de tipul de implant, dar şi de poziția şi unghiul de înclinare al acestuia, raportate la poziția dintelui ce urmează a fi înlocuit. Fixarea se poate face prin **cimentare convențională** sau prin **fixare cu şuruburi ocluzale pe implant,** respectiv pe stâlpul protetic al implantului.

în situația anumitor poziționări ale unor implante, este posibil ca orificiile pentru şuruburi sâ fie plasate la nivelul suprafețelor vestibulare sau chiar a marginilor incizale, situație ce fac© imposibilâ o ancorare cu şuruburi, direct pe implant sau pe stâlpul acestuia. **Asemenea cazuri se întâlnesc destul de frecvent în practicâ. în aceste situații, ancorarea la implant se face prin intermediul unei mezostructuri, fie cimentată, fie ancorată cu şuruburi** (de exemplu, coroane telescopate sau barâ cu câlâreți), peste care se confecționează suprastructura demontabilă (ancorată cu şumburi), care poate fi îndepărtată doar de clinician sau mobilizabilă (ancoratâ cu elemente speciale, de exemplu telescoape secundare, călâreți cu fricțiune, culise, zăvor etc), în aceste situații putând fi îndepârtatâ şi de către pacient.

Unii producători de implante oferă şi **stâlpi cu şurub orizontal,** pentru fixarea suprastructurilor. Cu asemenea stâlpi poate fi, eventual, remediată o amplasare nefavorabilâ a orificiului pentru şurubul bcluzal, situație anterior descrisă.

Mai recent, au apârut mai multe sisteme de implante cu **stâlpi angulați (fig. 22.20),** care pot compensa o direcție nefavorabilă, atât a corpului implantului, cât şi a unui stâlp drept. De menționat câ nici aceste sisteme nu pot compensa totdeauna o poziție nefavorabilă sau incorectă a implantului (având grade diferite de angulare).

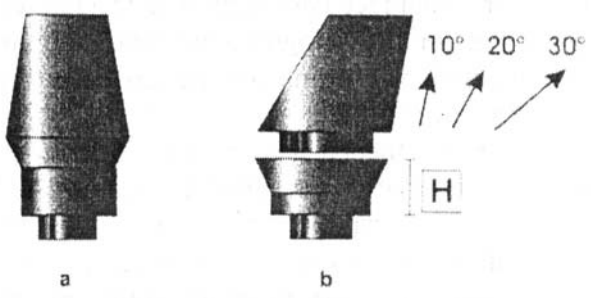


Fig. 22.20. a. Stâlp drept b. Stâlp angulat

Stâlpii angulați pot;

- să compenseze lipsa de paralelism a implantelor;
- sâ contribuie la paralelizarea stâlpilor artificiali față de cei naturali, m cazul agregârilor mixte;
- să compenseze o direcție nefavorabilâ a implantului, oferind loc suficient pentru materialele de placaj;
- modifica locul de amplasare necorespunzâtoare a orificiului pentru şurubul ocluzal, m cazul unei **RPF** demontabile.

La întocmirea planului de tratament, cât şi m decursul timpului chirurgical, este important sâ se țină cont de anumiți factori, care pot fi, ulterior, cu greu influențați sau compensați în etapa proteticâ. Poziționarea incorectâ a implantului, a unghiului de înclinare a acestuia față de axul dintelui artificial, a alegerii unui implant cu diametrul necorespunzător (mai ales în zona frontală), a lipsei de corespondență între nivelele stâlpilor implantelor sau dintre acestea şi dinții naturali, creează situații neplăcute, care pot fi cu greu remediate m etapa protetică.

Gabaritul scheletului metalic al unei suprastructuri trebuie să țină cont de proprietățile fizico-mecanice ale aliajului folosit, să garanteze o stabilitate suficientă şi o rezistență funcțională pe timp îndelungat. De asemenea, trebuie sâ ofere posibilitatea realizării unui placaj estetic şi stabil, farâ sâ fie nevoie de supraconturarea întregii suprastructuri.

Mai recent, **unele firme producătoare oferă cilindri şi cape prefabricate, adaptate perfect la implantele lor,** respectiv la stâlpii acestora, care se lipesc la scheletul metalic turnat individual. Cu toate acestea, **scheletul metalic turnat individual reprezintă şi la ora actuală tehnica standard.** Este posibil ca, m viitor, confecționarea scheletului metalic să se facă, probabil, prin **frezaj computerizat şi/sau tehnici de electroeroziune.**

Adeseori, pe lângă înlocuirea unei coroane clinice de culoarea celei anatomice, apare necesitatea de refacere protetică a unei zone de creastă alveolară atrofiată sau resorbită în timp. n . **Nevoia de înlocuire de substanță osoasă sau gingivală poate influența hotărâtor (nodalitatea de ancorare a unei proteze pe implante.** în cazul unei restaurări fixe, cimentată convențional sau demontabilă, fixată prin şuruburi, există următoarele posibilități de refacere protetică:

a) lipsa de țesuturi se restaurează prin modelarea unei mâşti gingivale, din acrilat sau ceramică roz, fixate la punte;

b) lipsa de substanță se înlocuieşte printr-o epitezâ gingivală tlexibilă, ancorată la punte prin retenții special create sau prin butoni;

c) se poate renunța la înlocuirea de substanță, recomandându-se „designul suedez" pentru scheletul metalic.

Când se confecționează o **PPF** mobilizabilâ, care poate fi îndepărtată de către pacient, masca gingivalâ face corp comun cu restaurarea. '

Designul şi topografia elementelor componente ale acesteia trebuie adaptate individual la situațiile clinice şi sâ țină cont de poziția şi direcția implantelor, de conturul țesuturilor moi şi de relațiile intermaxilare.

Un caz special îl reprezintă pacienții la care linia surâsului este înaltâ, situații în care se vor confecționa **PPF** mobilizabile, ce pot fi îndepărtate de către aceştia. Dacă pacientul refuză o restaurare mobilizabilă, este necesară confecționarea unei epiteze flexibile, pentru mascarea defectului, cu posibilitatea de acces pentru igienâ.

Cine face restaurări protetice pe implante trebuie să ştie că este în permanență amenințat ca rezultatul estetic postterapeutic să fie altul decât cel aşteptat de pacient. Acest lucru trebuie evitat cu consecvență, prin simulări ale rezultatului final.

Multitudinea sistemelor de implante existente, ca şi apariția continuă a altora noi, fac necesară o privire de ansamblu şi o apreciere rapidă a elementelor prefabricate (pieselor intermediare), folosite pentru realizarea suprastructurilor pe implante. Au apărut, de asemenea, o mulțime de firme care produc doar astfel de elemente, m special pentru sisteme cu o compatibilitate între stâlpi şi piesele complementare prefabricate. Este bine ca **tehnicianul dentar** să aleagă doar elementele cu un spectru larg de indicație sau pe cele specifice, proprii sistemului de implant utilizat de medicul colaborator.

în capitolul 22.2. am facut câteva considerații cu privire la configurațiile **„capetelor implantelor*",** prin intermediul cărora se face legătura cu stâlpul protetic (direct sau prin intermediul unei piese intermediare), cu extensia permucozală sau direct cu mezo- sau suprastructura. **în acest sens reamintim că stâlpul implantului se poate înşuruba direct în corpul implantului sau câ legătura dintre stâlp şi implant se poate face prin intermediul unei piese de legătură.** Tehnicianul trebuie informat asupra acestor date, cât şi asupra modului de fixare al suprastructurii la stalp (prin cimentare sau înşumbare). Stâlpii pot prezenta o protecție antirotațională pentru suprastructură, obligatorie la protezele unidentare pe implant.

în funcție de sistemele de implante folosite, cât şi de tehnica de amprentare, poate **fi** reprodus pe model capul implantului, circumferința părții transmucozale a extensiei permucozale

- **capul implantului** - extremitatea coronară a acestuia (locul dejoncțiune cu stâlpul)

sau stâlpul acestuia (care a fost în prealabil fixat de implant şi amprentat). Reproducerea pe model a implantului sau a extensiei permucozale se poate face numai la acele sisteme careoferă un stâlp analog. Această tehnică are avantajul că tehnicianul poate să aleagă m laborator stâlpul care se adaptează cel mai bine în situaţia respectivă. Pe de altă parte, poate fi realizatâ o individualizare a stâlpilor prin pregătiri mecanice ulterioare.

Direcţia sau volumul stâlpului pot influenţa negativ confecţionarea suprastructurii. Când fixarea se face prin intermediul şumburilor, suprastructura devine demontabilă. înşumbarea poate fi realizată într-un filet vertical sau orizontal, integrat în stâlp sau printr-un şurub adaptat individual, tot vertical sau orizontal.

Utilizarea şabloanelor de ocluzie şi a plăcilor de înregistrare

Determinarea relaţiilor intermaxilare m cazul restaurărilor protetice pe implante (edentaţii întinse sau totale) se face cu şabloane de ocluzie şi cu plăci pentru înregistrare grafică. In şabloanele de ocluzie sau plăcile de înregistrare se montează cel puţin două cape sau cilindri prefabricaţi, care vor fi ancoraţi cu şuruburi pe implante m timpul înregistrării, oferind plăcilor stabilitatea necesară pentru manevrele de înregistrare.

: Pentru a putea verifica exactitatea amprentei şi a modelului a fost propus, iniţial, de gmpul Brănemark, „modelul scandinav sau suedez". Placajul suprastmcturii poate fi realizat din materiale diacrilice sau ceramice.

La restaurarea după „modelul suedez", se montează şi se fixează cu răşini dinţi prefabricaţi pe un schelet metalic în formă de „L".

Primul pas după montarea modelelor m articulator, pe baza unor plăci sau şabloane de înregistrare, este montarea dinţilor pe placa de înregistrare (baza acrilică m care sunt fixaţi -cilindri prefabricaţi). In articulator se verifică relaţiile ocluzale statice şi dinamice, după care urmează verificarea m cavitatea bucală. Pentru aceasta, se îndepărtează capele de vindecare şi se montează macheta pe infrastructură. Se verifică adaptarea cilindrilor, după care se strâng şumburile. Sunt verificate contactele dentare în **PIM** şi în cursul diferitelor mişcări funcţionale, aspectul fizionomic şi fonaţia. Dacă este necesar, se fac corecturile de rigoare, totodată verificându-se şi spaţiul de sub baza restaurării, care asigură accesul pentru igienizarea zonelor periimplantare. Macheta retrimisă m laborator va fi defmitivată. Se ia o cheie de poziţie vestibulară şi dinţii artificiali vor fi îndepărtaţi. Macheta scheletului metalic se realizează pe o bază acrilică. Se vor aplica retenţii pentru acrilatul care va avea rol de fixare a dinţilor artificiali, după care urmează ambalarea şi turnarea scheletului metalic. Adaptarea scheletului trebuie să fie pasivă (passive fit). Nu este permisă nici o imperfecţiune determinată de modificări volumetrice sau vreo basculare a scheletului. Pentru controlul adaptării, se utilizează şuruburi. Procedeul de verificare al adaptării pasive, cunoscut şi sub denumirea de **„testul Sheffield",** se face cu un singur şurub. Se strânge prima datâ şumbul cel mai distal pe o parte şi se verifică adaptarea punţii de partea opusă, iar apoi pe restul implantelor. Dacă după strângerea şurubului, pe unul din implante se observă vreo distanţâ între schelet şi stâlpul analog de partea opusă sau la nivelul altui implant, înseamnă că adaptarea nu este pasivă şi necesită segmentarea scheletului şi sudarea lui ulterioară.

Operaţiunea se repetă strângând şumbul celeilalte părţi şi verificând partea opusă, urmând o altă verificare, m urma montării şumbului pe fiecare implant. După adaptarea corespunzătoare a scheletului, se poate trece la montarea de cape sau cilmdri în placa de înregistrare, pe fiecare stâlp analog. La verificarea în cavitatea bucală a plăcii de înregistrare, se poate controla poziţia cilindrilor pe implante, prin montarea şumburilor de fixare.

Montarea modelelor în articulator se face pe baza unei înregistrări cu arc facial de transfer şi a înregistrărilor grafice sau cu şabloane de ocluzie. In protetica implantologică este dorită doar utilizarea articulatoarelor. (14)

22.6. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE A BREŞELOR EDENTATE REDUSE

Indicaţii şi planificare

Restaurările unidentare pe implante (Single Tooth Implants) sunt indicate la pacienţi cu anodonţii sau la cei care au pierdut un dinte, după un traumatism sau alte alte afecţiuni dento-parodontale. Prima analiză (pe lângă datele anamnestice generale) care trebuie facută la aceste cazuri este investigarea părtilor moi şi a rezervei osoase.Ne interesează de asemenea şi amplitudinea deschiderii gurii. Examenul bucal trebuie facut m contextul integrităţii dinţilor vecini breşei şi a situării topografice a rădăcinilor acestora. Lăţimea, înălţimea şi lungimea breşei determină tipul de implant ales şi axa lui de inserare (fig. 22. 21.).

Axa de insertie trebuie sâ fie orientată spre cingulumul dinţilor frontali şi spre fosa centrală a dinţilor posteriori. Aceasta previne slăbirea marginii incizale a restaurării şi evită supraconturarea coroanei.

Variantele terapeutice alternative inserării implantelor endoosoase sunt: **PPF adezivă, PPF clasică, proteza parţială şi închiderea breşei prin metode ortodontice.** Deoarece ultimele două soluţii sunt puţin agreate de pacienţi, iar o **PPF** clasică necesită prepararea unor dinţi integri, soluţia altemativă cea mai frecventă este **PPF adezivă.** Avantajele implantului sunt: **protejarea totală a dinţilor vecini, menţinerea procesului alveolar şi aspectele igienice. In general, o coroană este mai uşor de întreţinut decât o punte şi efectul estetic este mai favorabil.**

Investigarea preoperatorie a pacientului

In afara unor investigaţii clinice şi de laborator, pentm evaluarea stării generale, se cere o evaluare exactă a condiţiilor locale (începându-se cu determinarea amplitudinii deschiderii gurii). Se verifică ocluzia statică şi dinamică. Este de dorit ca, m cazul restaurărilor pe implante, proteza unidentară sprijinită pe implant să nu se implice m funcţii de ghidaj. în cazul unei **implantări imediate,** se explorează cu atenţie pereţii alveolei şi se măsoară dintele extras, pentru a alege un implant cu dimensiuni cât mai apropiate de rădăcina acestuia. **Mai dificil de estimat sunt condiţule locale în cazul unei edentaţii mai vechi.** In acest caz, părţile moi, prin grosimea lor, pot simula o ofertă osoasă favorabilă. Prima măsurătoare este lăţimea spaţiului interdentar (fig. 22.21.). în cazul unor edentaţii mai vechi, se pot lua m considerare migrări ale dinţilor, soldate cu diminuarea spaţiului. în cazul când situaţia nu poate fi redresată ortodontic, este mai indicată o restaurare tradiţională, pentru că se obţine un efect estetic mai bun.

Oferta osoasă poate fi apreciată şi prin palpare. în multe cazuri, conturul osos arată o ofertă osoasă slabă. Lâţimea osului se măsoară la nivele diferite m raport cu creasta alveolară, o

tehnică simplă fiind cea care utilizează un ac cu stoper şi un model de studiu, cu secţiuni la nivelul locului de implantare. Inălţimea osului este verificată radiologic (posibil şi cu film intraoral). La pacienţii cu anodonţii, oferta osoasă este adeseori slabă,implantarea putând avea loc după plastie de părţi moi şi adiţie de os.

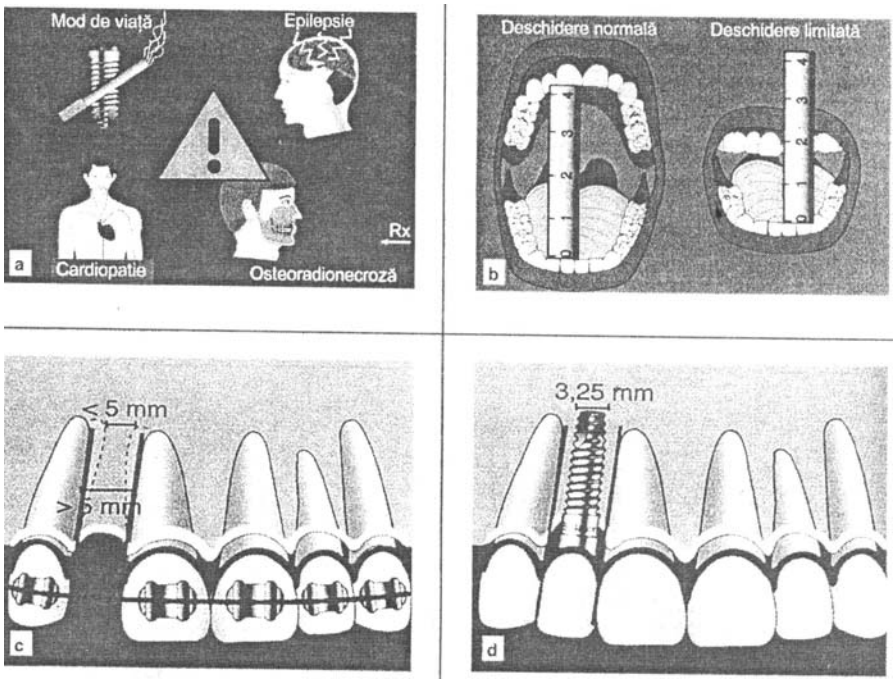


Fig. 22.21. Câteva elemente care decid restaurarea unei breşe edentate reduse: a. factori de risc care trebuie evitaţi; b. vom prelera mereu o amplitudine normală a deschiderii gurii; c. dimensiunea mezio-distală minimă a spaţiului interradicular al dinţilor limitrofi breşei este de 5 mm; d. diametrul minim al unui implant adaptabil într-un spaţiii de 5 mm este de 3,25 mm.

în edentaţiile unidentare s-au utilizat numeroase tipuri de implante, începând cu implantele **lamă, şuruburi de stadiul I, implante individualizate** (Mrochen), **şuruburi** şi **cilindri de stadiul II** etc. De dorit sunt implantele a căror diametru scade spre apical, astfel încât să nu lezeze rădăcinile dinţilor vecini (FRIALIT-2, HA-TI, şumb BAUER etc.). Rezultate bune se obţin în regiunea lateralâ a mandibulei şi m regiunea premolarilor superiori. De terapia implantară beneficiază atât breşele reduse din regiunea frontală, cât şi cele din zona de sprijin.

La inserare se respectă protocolul operator pentru fiecare tip de implant, cu menţiunea că este necesară o foarte bună eliberare a câmpului operator, pentru a respecta cât mai bine axa de inserare şi a nu leza dinţii vecini (distanţa de securitate - 2 mm).

Tipuri de suprastructuri şi rezultate

Variantele de suprastmcturi, m cazul edentaţiilor unidentare, sunt două: **coroanâ cimentatâ sau coroanâ fixată prin înşurubare.** In cazul dinţilor posteriori, morfologia dentară este mai dificil de controlat, deoarece depinde de poziţia implantului. **Un implant mai scurt de 10 mm, în regiunea laterală, va fi un implant supraîncărcat. Lungimea minimâ ar trebui sâ**

fie de 12 mm. De asemenea, se constată o suprasolicitare a implantului, dacă lăţimea spaţiului în regiunea laterală este mai mare de 13 mm. Este de dorit ca suprastructura pe **„implantul singular"** în regiunile laterale maxilare sau mandibulare fie să fie într-un contact intim cu dinţii învecinati, sau să fie chiar legatâ de aceştia. Dacâ spatiul permite, se pot insera două implante,

unul lângă altul sau decalate, pentru a suporta o coroană de molar, fapt ce garantează un succes mai mare în timp (fig. 22.22.).

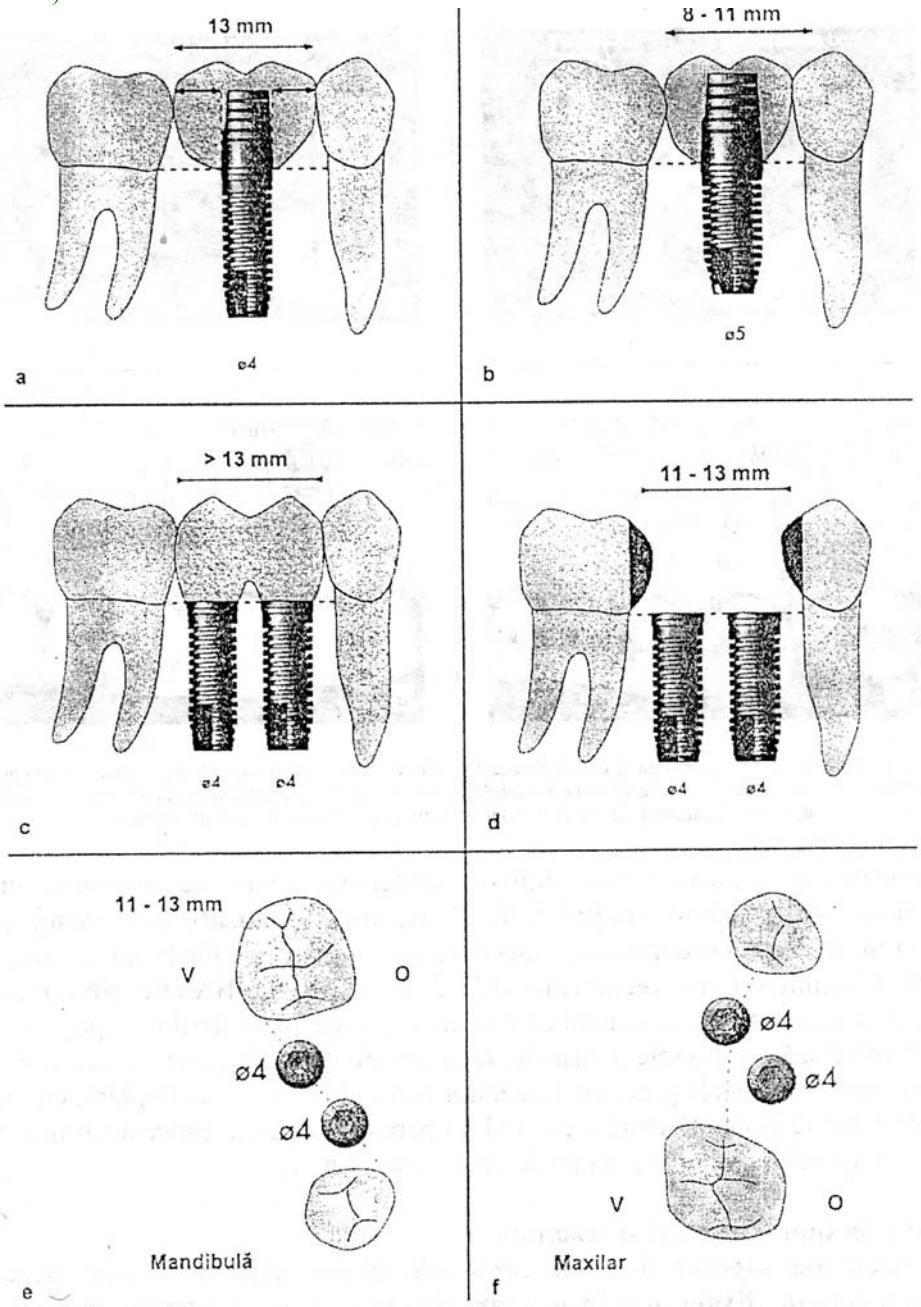


Fig. 22.22. Metode de restaurare a unei breşe rezultate prin pierderea molarului de 6 ani: a. într-o breşă de 13 mm se poate utiliza un implant cu un diametru de 4 mm şi, astfel, de o parte şi de alta a sa, SLiprastriictura va avea câte 4 mm; b. când dimensiunea M-D estc între 8 şi 11 mm şi dimensiunea V-0 a crestei o permite, se poale alege un implant cu un diametru de 5-5,5 mm; c. când dimensiunea M-D este mai marc de 13 mm, se recomandă folosirea a două implante cu diametrul de 4 mm (restaurarea va avea aspectul a doi premolari); d. când avcm nn spatiu M-D între 11-13 mm, primul pas este să realizăm augmentarea breşei până la 13 mm (prin şleluirea dinţilor cc delimiteaza breşa sau prin mijloace ortodontice); e şi f. o altă modalitate de rezolvare a situaţiei, când lăţimea crestei o permile, este plasarea implantelor în diagonală, pentru ca acestea sâ recepţioneze mai corect fortele.

Restaurările în regiunea anterioară trebuie să ţină cont de linia surâsului şi de zona de suprastmctură expusă vederii. Lăţimea breşei este un factor limitant în obţinerea unui efect fizionomic favorabil. De multe ori, datorită migrărilor, spaţiul pentni suprastmctură este redus. Pentru a îmbunătăţi efectul fizionomic, se pot utiliza stâlpi din ceramică, bonturi din material plastic, care se toamă şi au contact direct la implant, precum şi ştâlpi angulaţi la diferite grade (fig. 22.20.).

Inserarea unui implant unidentar reprezintă la ora actuală una din altemativele terapeutice la care se recurge din ce în ce mai des în rezolvarea edentaţiilor unidentare, m defavoarea unei proteze tradiţionale.

Pentm a putea fixa corect o proteză unidentară pe un implant, respectiv pe stâlpul implantului, trebuie ca restaurarea respectivă şi/sau sistemul de implant, respectiv stâlpul utilizat să prezinte un dispozitiv antirotaţional. Agregarea se poate face fix, prin cimentare sau condiţionat mobilizabil, prin înşumbare (verticală sau orizontală).

Alegerea modului de fixare a unei proteze unidentare se face ţinând cont de următoarele aspecte:

• dacă este necesar, coroana să poată fi îndepârtată m şedinţele de control, din cadrul dispensarizării;

• cât de profund subgingival este situată marginea coroanei;

• dacă există posibilitatea utilizării unui şurub ocluzal, m funcţie de înclinarea implantului;

• dacâ sistemul oferă posibilitatea unei înşumbări orizontale;

• dacă aplicarea unui şumb orizontal sau vertical de agregare are vreo influenţă negativă asupra esteticii;

• dacă aplicarea unor şumburi de agregare poate perturba stopurile ocluzale sau contactele suprafeţelor de ghidaj.

Cea mai frecventâ indicaţie pentru cimentare apare din considerente estetice, m zona frontală, stâlpii utilizati putând fi m ax sau înclinaţi faţă de axul implantului.

Dacă restaurarea unidentară va fi condiţionat mobilizabilă, ea se poate agrega direct prin înşurubare pe implantul care prezintă un sistem antirotaţional. Acest lucru se realizează prin intermediul unui şumb ocluzal, cu diametru diferit, m funcţie de sistemul de implant.

In cazul restaurărilor unidentare agregate prin înşumbare directă pe implant sau cimentate pe un stâlp înşumbat m implant, este foarte important ca în cursul solicitărilor ocluzale altemative, să nu apară unjoc la acest nivel. **Mobilizarea şurubului poate apare la trei nivele:**

la suprafaţa de contact dintre stâlp şi şurub, între implant şi stâlp şi la nivelul Hletului. în urma deplasărilor microscopice între aceste componente supuse la solicitâri altemative, se poate ajunge la mobilizarea (dezagregarea) suprastructurii.

Sistemele moderne de fixare oferă posibilitatea utilizării unei **şurubelniţe electrice** sau a unei **chei cu clicheţi, cu** ajutorul cârora se poate doza o forţă mai mare decât cea manuală pentni înşumbarea suprastmcturii.

Forţa de înşumbare trebuie adaptata la materialul şi diametrul şurubului, pentru a nu se ajunge la afectarea (şi eventual compromiterea) osteointegrării implantului. Acest lucru este valabil şi m cazul stâlpilor care se înşumbeazâ pe implante şi pe care se cimentează rigid o coroană de înveliş.

22.7 RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE A EDENTATIILOR DE CLASA 1 ŞI II KENNEDY

Restaurarea protetică a edentațiilor terminale reprezintă adeseori o problemă dificilă în practică, mai ales la pacienții tineri, care refuză rezolvări mobilizabile.

Variantele clasice de tratament ale edentațiilor clasa 1 şi II K.ennedy sunt:

- menținerea edentației (espectativă);
- puntea cu extensie (extensii);
- proteza mobilizabilă;
- distalizarea premolarilor.

Menținerea edentației şi netratarea ei de către unii autori este argumentată prin capacitatea mare de adaptare a **ADM.** Ei susțin că existența a patru unități masticatorii simetrice este suficientă. Pe de altă parte, această situație apare foarte rar. Migrarea m plan vertical a antagoniştilor este o consecință gravă a acestei atitudini. Altă manifestare nefavorabilă este atrofia prin inactivitate a **ATM.** Rezultâ că tratamentul edentațiilor terminale este indicat pentru evitarea unor tulburări sistemice la nivelul ADM. , ,;

PPF cu extensie este o soluție ieftină de rezolvare a edentaţhlor terminale, penti'p a cărei succes trebuie îndeplinite, însă, unele condiții:

- **igienă bucală bună;**
- **parodonțiu sănătos al stâlpilor de punte;**
- **unirea a minimum 2 stâlpi;**
- **design corect al punții;**
- **ocluzie normală.**

Această soluție este indicată mai ales la maxilar, unde oferta osoasâ, m regiunile laterale este redusă, prin coborârea treptată a planşeului sinusal consecutiv pierderii molarilor superiori.

Proteza parțială este indicată în edentațiile terminale bilaterale şi mai puțin m cele unilaterale, ea fiind din ce în ce mai mult respinsâ de către pacienți.

Distalizarea premolarilor nu este posibilă în toate cazurile şi presupune un termen lung de tratament şi o bună colaborare cu un ortododont priceput.

Unul dintre procedeele modeme de restaurare protetică a edentației terminale, mai ales la tmeri, este utilizarea implantelor endoosoase m restaurarea protetică a edentațiilor de clasa 1 şi 11 Kennedy. Tratamentele convenționale cu proteze mobilizabile sunt, de regulă, greu acceptate, mai ales de pacienții tineri, pentru care o proteză mobilizabilă reprezintă un handicap psihic. In edentațiile terminale, restaurările protetice în discuție pot avea fie un sprijin pur implantar, fie in sprijin mixt. Acesta din urmâ se poate realiza printr-o conexiune dento-implantară rigidă sau prmtr-una elasticâ, când m cadrul restaurării existâ un mptor de forță. (fig. 22.23.) în cazul când se are m vedere o agregare mixtă (dinte-implant), trebuie luate m considerare următoarele:

- diferența de mobilitate între implant şi dinte;
- diferența de sensibilitate;
- suprafața de transmitere a forțelor în os.

In zonele laterale, suprafețele de contact implant-os sunt mai mici decât aceleaşi suprafețe de contact dintre dinte şi osul corespunzător dintelui pe care-1 înlocuieşte. Pericolul de încărcare a implantului cu forțe paraaxiale este astfel mult crescut.

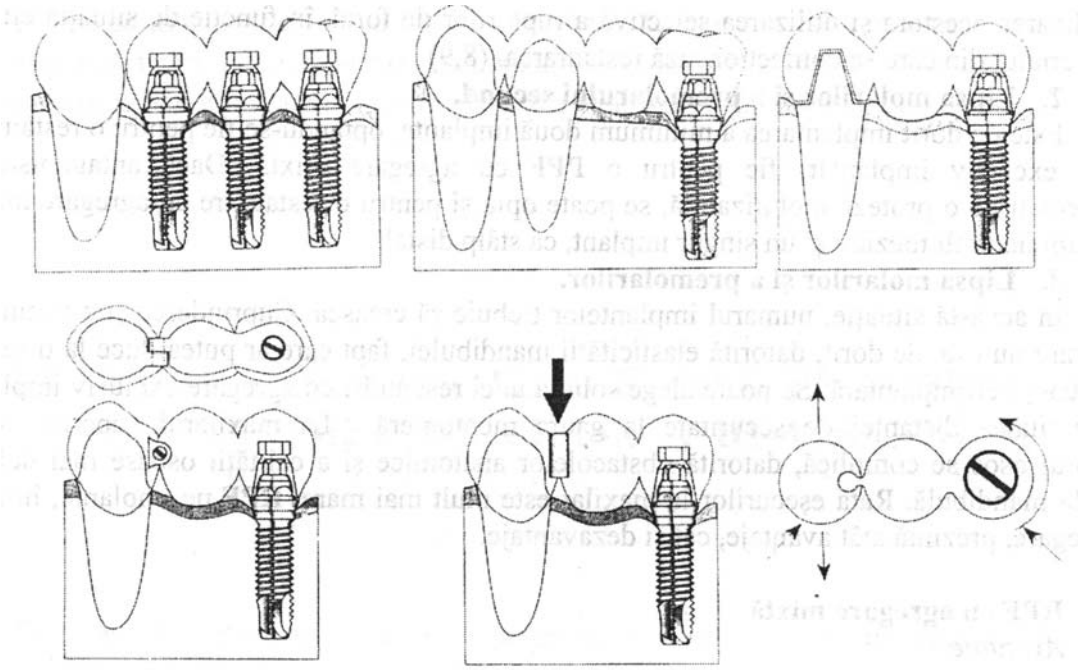


Fig. 22.23. Restaurări protetice cu sprijin pur implantar sau sprijin mixt, în edentațiile terminale. Schemele cuprind atât conexiuni rigide, cât şi elastice.

0 RPF cu sprijin implantar nu poate fi nici măcar concepută fară a avea o radiografie panoramică. De reținut că o astfel de radiografie prezintă constant abateri (fiecare aparat are valorile sale), atât m sens vertical (30-70 %), cât şi în sens orizontal (20-30 %) față de situația clinică reală. De aceea, pentru a compensa aceste dezavantaje, în practică s-a impus utilizarea unor şabloane de ocluzie, care au inclavate în grosimea lor bile de metal (fig. 22.24.a.), cu diametm cunoscut. Astfel, se poate aprecia exact (cu ajutorul regulei de trei simplă) gradul de mărire al radiografiei panoramice şi, deci, dimensiunile corecte ale ofertei osoase (fig. 22.24.a. şi b.)

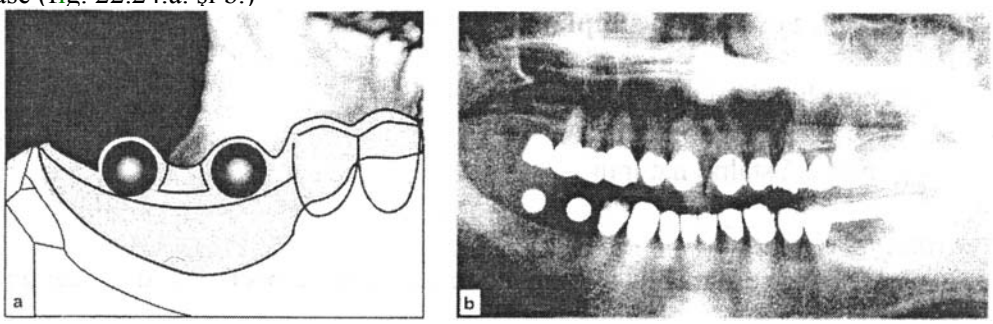


Fig. 22.24. Şablonul de ocluzie ce conține bilele metalice şi aspectul radiografiei panoramice pentru evaluarea corectă a rezervei osoase într-o edentație tenninală: a. schema şablonului ce are incluse cele 2 bile me.talice b. radiografia panoramică.

Există câteva situații clinice tipice pentru acest tip de edentație:

1. Lipsa molarilor.

Pentru această situație se folosesc, m general, restaurările cu agregare mixtă. De obicei, este suficientă inserarea unui implant m regiunea molarului permanent prim sau secund şi agregarea pe unul sau ambii premolari. în cazul pierderii implantului, se poate secționa puntea şi folosi ca punte cu extensie. In situația agregării pe cei doi premolari, noi recomandăm

devitalizarea acestora şi utilizarea selectivă a ruptorilor de forță, în funcție de situația clinică şi de materialul din care se confecționează restaurarea. (8,9)

2. Lipsa molarilor şi a premolarului secund.

Este de dorit implantarea a minimum două implante, optându-se fie pentru o restaurare cu sprijin exclusiv implantar, fie pentru o **PPF** cu agregare mixtă. Dacă antagoniştii sunt reprezentați de o protezâ mobilizabilâ, se poate opta şi pentru o restaurare cu agregare mixtâ cu doi stâlpi naturali meziali şi un singur implant, ca stâlp distal.

3. Lipsa molarilor şi a premolarilor.

în această situație, numărul implantelor trebuie să crească. Cuprinderea şi a caninului în restaurare nu este de dorit, datorită elasticității mandibulei, fapt care ar putea duce la o resorbție accentuatâ periimplantară. Se poate alege soluția unei restaurâri cu agregare exclusiv implantară, cu mențiunea distanței de securitate la gaura mentonieră. La maxilarul superior, situația câmpului osos se complică, datorită obstacolelor anatomice şi a calității osoase mai deficitare decât la mandibulă. Rata eşecurilor la maxilar este mult mai mare. **RPF** pe implante, în funcție de agregare, prezintă atât avantaje, cât şi dezavantaje.

RPF cu agregare mixtă

Avantaje:

- Transmiterea forțelor şi pe dinți naturali;
- Scade numârul de implante;
- Legarea implantului de dinți beneficiază de menținerea parțială şi funcționarea receptorilor parodontali (apar senzații de percepție şi apărare).

Dezavantaje'.

- Prepararea stâlpilor naturali;
- Conexiunea rigidă a unor elemente cu mobilitate diferită;
- Suprastructură scumpâ, ca urmare a utilizării, de multe ori, a unor sisteme cu mptori de forță.

RPFcu agregare exclusiv pe implante

Avantaje:

- Reducerea lungimii punții;
- Stâlpi cu aceeaşi mobilitate;
- Nu se prepară stâlpii naturali.

Dezavantaje'.

- Faptul că nu se agregă la stâlpi naturali, lipseşte pacientul de recepția stimulilor parodontali;
- Necesitatea inserării a minimum două implante;
- Preț de cost mai ridicat.

în funcție de fixarea suprastructurii, putem deosebi două tipuri de agregare:

a) **suprastructuri fixe cimentate,** cu avantajul unor constmcții simple şi ieftine, dar cu imposibilitatea de a controla implantele din punct de vedere mecanic;

b) **suprastructuri condiționat demontabile,** cu posibilitate bună de control a implantelor din punct de vedere mecanic.Ca dezavantaj, se menționează costurile mari şi tehnologia sofisticată utilizatâ, precum şi prezența şuruburilor de fixare, care uneori interferă cu contactele ocluzale şi alteori reduc din estetică.

Planul de tratament este mai dificil de realizat, deoarece la asemenea tipuri de edentaţii apar şi alte modificări, la nivel dentar şi articular. Se recomandă utilizarea unui model de studiu cu şabloane protetice transparente pentru stabilirea exactă a poziţiei şi a tipului de suprastructură aleasă.

22.8. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE ÎN EDENTAŢIILE DE CLASA A III-A KENNEDY

Tot mai mulţi pacienţi cu edentaţii intercalate, a căror breşe sunt delimitate de dinţi integri, solicită rezolvări prin proteze implanto-purtate, mai ales pentru a evita sacrificii de ţesuturi dure dentare.

Şi m edentaţiile clasa a III-a Kennedy se poate utiliza atât agregarea pur implantară, dar uneori se apelează şi la agregarea mixtă.

în terapia implantară a edentaţiei de clasa a III-a Kennedy, se poate utiliza o multitudine de sisteme de implante, dar sunt preferate acelea la care agregarea suprastructurilor se face prin înşumbare, pentru a putea avea un acces uşor la implante. înşurubarea verticală se poate practica uneori mai greu, datorită axului de inserare al -miplantelor (adeseori nefavorabil) şi atunci se preferâ înşumbările orizontale sau includerea unor mezostructuri. Şi în aceste situaţii este de dorit utilizarea şabloanelor chirurgicale, care ne ajută să plasăm implantele într-o poziţie cât mai favorabilă pentru confecţionarea suprastructurii.

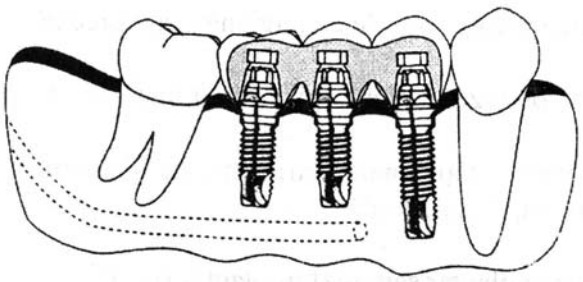


Fig. 22.25. Edentaţie clasa a III-a Kennedy, restaurată printr-o protezâ fixă cu sprijin pur

Suprastructurile cel mai frecvent întâlnite sunt restaurările cu agregare prin înşurubare. Restaurările sunt fie cu agregare mixtă, fie cu sprijin exclusiv pe implante. în cazul celor cu agregare mixtă, se utilizează sisteme de ruptori de forţă tip culisă extracoronară sau intracoronară. Se pot întâlni şi reconstituiri cu coroane individuale pe fiecare implant, m cazul când s-a putut insera un număr de implante egal cu cel al unităţilor dentare lipsă (fig, 22.25.) or Rezultatele pe termen lung sunt favorabile, m cazul respectării designului suprastructurilor şi dacă pacientul menţine o igienă corespunzătoare. **Agregările mixte cu fixare rigidă (cimentare) nu sunt indicate în acest tip de edentaţie, datorită tensiunilor marî care pot apare la nivelul stâlpilor de diferite categorii.**

22.9. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE A EDENTATIILOR TOTALE

Pacienții edentați total solicită adeseori optimizarea stabilității protezelor lor mobile, iar dacă se poate chiar înlocuirea lor cu o **PPF** cu sprijin implantar. De obicei sunt oameni în vârstă, cu diferite afecțiuni generale şi cu o ofertâ osoasă precarâ. Decizia de rezolvare printr-o restaurare proteticâ fixâ cu sprijin implantar trebuie bine cântăritâ.

Indicația de restaurare protetică a unei edentații totale prin inserarea de implante este condiționată de:

1. oferta osoasă a structurilor dure ale câmpului protetic;
2. zona topograficâ m care se pot insera implantele;
3. starea de sănătate generalâ şi localâ, care trebuie să fie bunâ;
4. spațiul interarcadic suficient m plan vertical (calculul prealabil al **DVO)**
5. igiena bunâ a cavitâțh bucale;
6. sâ nu fie fumător sau mare consumator de alcool.

Contraindicațiile inserției implantelor la un edentat total sunt legate de :

- starea generală (boli cardiace, de nutriție, sanguine, endocrine, renale, afecțiuni maligne, marii fumători, alcoolici etc) poate contraindica inserția de implante;

- status-ul local, unde problemele de contraindicație relativă sau absolută se referă la prezența leziunilor premaligne şi maligne micoze ale mucosei bucale etc., igienă orală precară (constatată prin starea protezelor mobile). ;

Conceptele de terapie a edentației totale prin proteze implânto-purtate au fost sintetizate de către Spiekermann .(17,18)

Clasificarea conceptelor de protezare are în vedere câțiva parametri constanți şi anume:

a) condițiile morfologice specifice de la maxilar şi mandibulâ;

b) numârul de implante ce trebuie inserate;

c) sprijinul piesei protetice, care poate fi: pur implantar sau mixt implantar (prin intermediul unei mezostructuri) şi muco-osos.

Vom diferența m continuare conceptele pentru maxilar şi pentm mandibulă.

La mandibulâ

Conceptele I, II, şi III presupun inserarea unui număr diferit de implante, peste care se elaborează o mezostructură şi ulterior o supraprotezare.

Conceptul IV al lui Spiekermann presupune inserarea a 6-8 implante interforaminal, pe care se agrega o restaurare fixă, agregată prin înşumbare.

Conceptul IV poate fi modificat prin inserarea unor implante endoosoase şi în zonele posterioare ale mandibulei, după cum se poate apela şi la implante subperiostale.

De obicei, se apelează la implante rădâcinâ de stadiul 11. Pe perioada osteointegrării acestora, proteza mobilă veche se poate reoptimiza şi folosi de către pacient. Urmează descoperirea implantelor după un interval de câteva luni şi apoi realizarea restaurării fixe cu sprijin implantar.

Desigur, poate fi luată în considerare şi inserarea unui implant subperiostal, dar, de obicei, suprastmcturile pe acest tip de implant sunt mobilizabile.

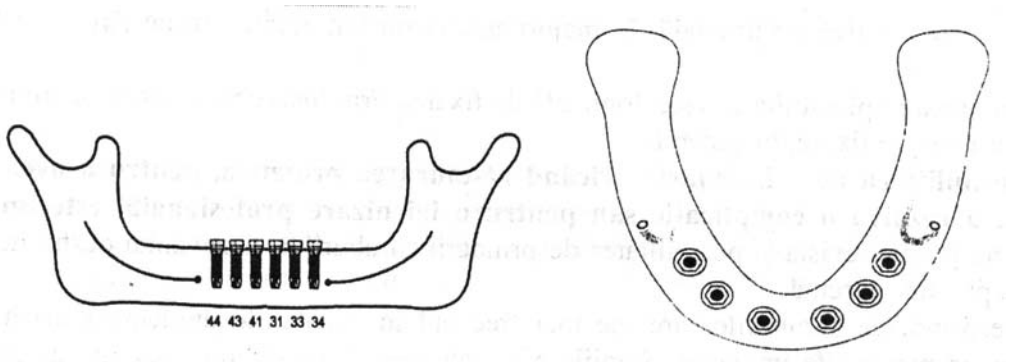


Fig. 22.26. Inserarea în zona interforaminală a 4—6 implante, pe care se poate cont'ecționa o suprastructurâ fixă (schema).

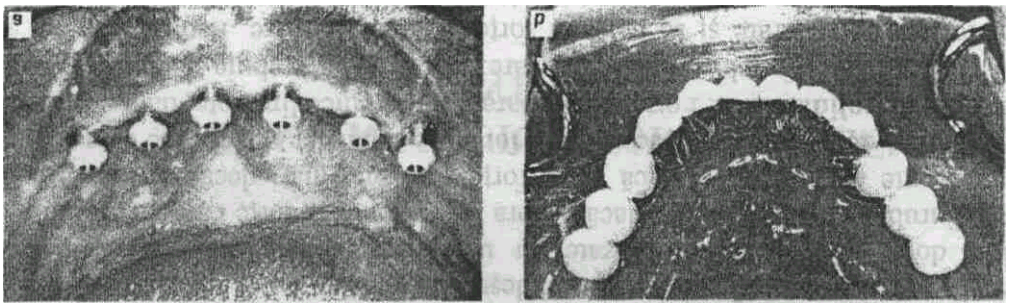


Fig. 22.27. Edentația totală mandibulară, restaurată printr-o proteză parțială fixă cu sprijin pur implantar:

a. aspect clinic după descoperirea implantelor şi montarea dispozitivelor transmucozale;

b. restaurare fixă cu extensii distale.

La maxilar

La maxilar, transformarea edentației totale m edentație parțială prin inserția de implante, trebuie să țină cont de posibilele interferențe cu fosele nazale şi sinusurile maxilare.

Conceptele 1 şi II presupun inserarea unor implante endoosoase, pe care se sprijină o supraprotezâ mobilizabilă.

Conceptul III constă m inserarea a 4-6 implante m zona frontală, peste care se realizează o supraprotezare sau o restaurare protetică fixă demontabilă cu extensii distale.

Conceptul IV presupune inserarea a 6-8 implante m zona interpremolară (în funcție de condițiile anatomice). Peste aceste implante se poate confecționa o restaurare fixă, cu sau fară extensii distale, agregată prin înşurubare.

Poate fi luat în considerare şi un implant subperiostal, după cum se pot insera implante şi m zona posterioară a crestelor, cu sau fâră asocierea unei intervenții de sinus lift (necesară pentru augmentarea rezervei osoase)

22.10. FIXAREA SUPRASTRUCTURILOR PRIN ÎNŞURUBARE

Am considerat utilâ inserarea acestui subcapitol în prezenta lucrare, deoarece practicienii din țara noastră nu sunt încă familiarizați cu acest procedeu de fixare.

în protetica fixă tradițională, în majoritatea cazurilor, fixarea restaurărilor se face prin cimentare.

Protetica implantologică este dominată de fixarea prin înşumbare, care a schimbat o serie de concepții despre fixare, m general.

Posibilitatea de a îndepărta oricând restaurarea protetică, pentru a avea acces la implante, a rezolva o complicație sau pentru o igienizare profesională, este un avantaj enorm. Din păcate, există şi posibilitatea desprinderii şumburilor, dezavantaj destul de frecvent întâlnit m practica curentă.

Desprinderea şumburilor are loc mai frecvent m edentațiile unidentare decât m cazul refacerilor pe mai multe implante. Studiile efectuate pe eşantioane de pacienți, au arătat că în 65% din cazurile cu edentații unidentare s-au înregistrat desprinderi ale şuruburilor. Agregarea mixtă şi extensiile lungi la **RPF** pe implante, duc şi ele la o deşumbare mai rapidă. Dispozitivele antirotaționale au redus semnificativ procentul deşurubărilor.

Când două părți sunt solidarizate cu un şurub, corpul creat se numeşte **unitate înşurubată.** Şumbul se desface doar dacă asupra lui acționează forțe care au tendința să separe părțile componente ale unității şi dacă acele forțe sunt mai mari decât cele care le țin unite. Forțele care tind să desfacă unitatea se numesc **forțe de separare,** iar forțele care susțin unitatea se numesc **forțe de solidarizare.** Forțele de separare nu trebuie eliminate, dar valorile lor trebuie menținute sub cele ale fortelor de solidarizare. Rezultâ că trebuie mereu să încercăm să descreştem forțele de separare şi sâ creştem forțele de solidarizare. Pentru aceasta, şumburile trebuie să fie cât mai bine strânse, cu un cuplu cât mai mare. Pe de altă parte, un cuplu de strângere prea mare poate duce la mperea şumbului. Cuplul aplicat unui şurub determină apariția, în interiorul şumbului, a unei forțe numită **forțâ de preîncărcare.** Această fortă determinâ apariția unei forțe de solidarizare între cele două părți ale sistemului. Ca valori nominale, cele două forte sunt egale. **Forța de preîncărcare este determinată de: cuplul de forță aplicat, aliajul şurubului, designul capului şurubului, aliajul stâlpului, suprafața stâlpului, lubrefianți.**

în general, cu cât cuplul este mai mare, cu atât preîncărcarea creşte. Doi factori limitează cuplul: rezistența şumbului şi tehnica aplicârii. De exemplu, şumbelnițele cu mâner mai mare pot aplica cupluri mai mari, iar dacă se doreşte un cuplu şi mai mare, se utilizează chei pentru înşumbare. în mod normal, cuplul de forță optim este egal cu 75% din cuplul care ar duce la mperea şumbului. In industrie, pentru a obține cupluri mai mari, se utilizează şumburi cât mai mari, fapt greu de îndeplinit în cavitatea bucală. Pe de altă parte, limita biologică a cuplului de înşurubare este dată de rezistența la mpere a interfeței os-implant.

Realitatea clinică arată că implantele endoosoase sunt supuse permanent unor forțe de separare. Aceste forțe sunt date de:

- fortele de încărcare din afara axului dintelui;
- forțele generate de bonturile angulate;
- suprafețe ocluzale late;
- contacte interproximale ;
- contacte pe extensii;
- suprastructuri nepasivizate.

Momentul forțelor creşte odată cu angulația crescută a implantelor, cu creşterea în lungime a extensiilor şi a înălțimii suprastructurii. Echilibrarea ocluzală are şi ea un rol important m mecanica şumburilor. **Forțele care determină deşurubarea cea mai rapidă sunt cele paraaxiale.** In cazul agregărilor mixte, dintele acționează ca o extensie față de implant, având o mobiltate crescută. Forțele aplicate pe implant au o valoare de două ori mai mare decât la nivelul

dintelui, datorită braţului de alungit şi se concentrează la nivelul şurubului care uneşte bontul de implant. De asemenea, pericolul deşurubării apare atunci când se încearcă fixarea unei suprastructuri, care nu este pasivă printr-o înşumbare forţată.

Pentm a evita fenomenele de deşurubare, s-au introdus structurile de tip hexagon la nivelul gâtului implantelor. Studiile efectuate au arătat că, mai ales începătorii, nu strâng şuruburile cu un cuplu mai mare de 11 Ncm. Majoritatea componentelor din titan rezistă la forţe mai mari de 20 Ncm. Pe de altă parte, interfaţa os-implant nu rezistă la o forţă mai mare de 35 Ncm. Deci, **cuplul la care trebuie strânse şuruburile ar trebui să fie de circa 25-30 Ncm.**

In concluzie, putem afirma că **deşurubarea este un fenomen care anunţă o încărcare defectuoasă, cu forţe, a implantului.** Medicul trebuie să se concentreze pentru a elimina cauzele deşumbării şi nu să încerce să verifice permanent dacă şuruburile nu s-au desprins.

22.11. SUPRASTRUCTURI DEMONTABILE SAU CIMENTATE ?

Opţiunea spre o restaurare proteticâ pe implante, fixă sau mobilizabilă, îi aparţine stomatologului. Avantaje şi dezavantaje există m ambele situaţii.

La ora actuală, protetica implantologică fixă este dominată de fixarea prin înşurubare. Spunem la ora actuală, deoarece în perioada de glorie a implantelor de stadiul I. prin însăşi constmcţia acestora, cimentarea era procedeul de elecţie. Atunci când avem un sprijin pur implantar, de obicei intră m discuţie doar fixarea prin înşumbare. în situaţia sprijinului mixt, când se includ m restaurare şi stâlpi naturali, există două variante: ori restaurarea se fixează la toţi stâlpii prin cimentare, ori elementele de agregare cimentate pe stâlpii naturali sunt legate de restul restaurării prin înşumbare (de obicei printr-o conexiune elastică).

Avantajele suprastructurilor cimentate'.

• există un număr redus de componente;
• sunt proceduri familiare, atât pentru medic, cât şi pentru ajutoarele acestuia;
• se poate obţine o estetică mai bună;
• divergenţele mici ale implantelor se pot anula mai uşor;
• se poate utiliza cimentul provizoriu pentru a mobiliza suprastructurile (de reţinut că cimentarea provizorie nu este unanim acceptată în implantologie)

Dezavantajele suprastructurilor cimentate'.

• este necesară şlefuirea substanţială a bonturilor;
• este necesară retracţia gingivală pentru a putea modela corect coletul dentar (cu precădere la stâlpii naturali, m agregări mixte)
• implantele nu se pot evalua ca unităţi de sine stătătoare;

- cimenturile temporare se spală ceea ce duce la halenă şi gust neplăcut în vavizazea bucală

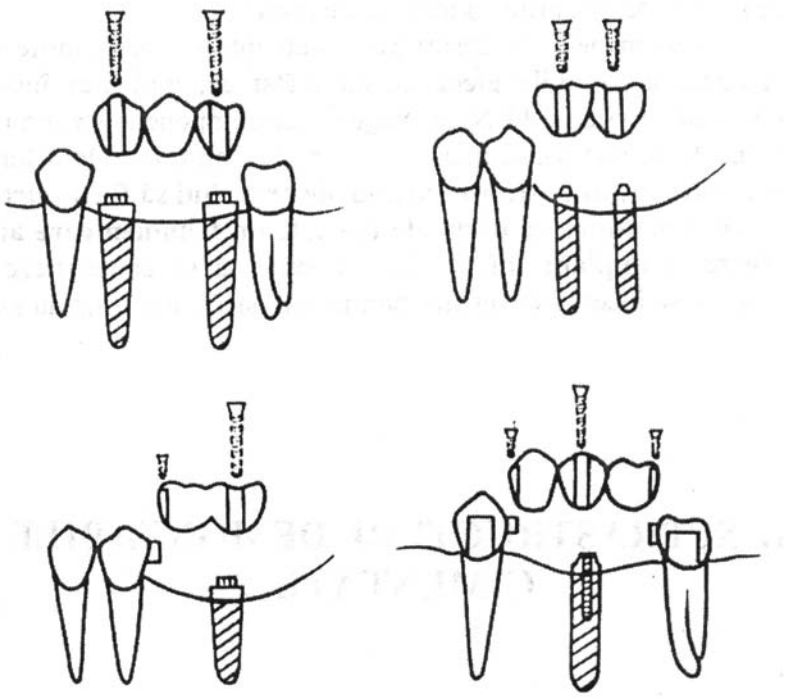


Fig. 22.28. Inşurubarea ca posibilitate de fixare în restaurârile protetice cu sprijin implantar: a. agregare pur implantarâ într-o edentație laterală; b. agregare pur implantarâ într-o edentație teminală; c. agregare mixtă (dento-implantară) într-o edentație terminală;d. agregare mixtâ (dento-implantară) într-o edentație lateralâ.

Avantajele suprastructurilor mobilizabile'.

• componentele pot fî schimbate uşor dacă apar defecțiuni;

• examinarea părților moi periimplantare şi a implantelor se face mai uşor cu suprastructura demontată;

• igienizarea suprastructurii se face mai uşor.

Dezavantajele suprastructurilor mobilizabile'.

• creşterea numărului de componente la fabricarea suprastructurii;

• suprastructura este mai complexâ şi are costuri mai mari;

• are frecvent dimensiuni mai mari decât dinții naturali, ceea ce duce la defecte estetice;

• şuruburile de fixare a suprastructurilor pot avea efecte nefizionomice;

• datorită dimensiunilor mai mari ale suprastructurii, nu se vor putea modela ambrazuri sufícient de mari;

• deşurubarea şurubului de fixare a suprastmcturii se poate solda cu pierderea unor componente şi avarierea implantelor.

Medicul trebuie să evalueze corect avantajele şi dezavantajele, pentru a lua decizia corectă pentm fiecare caz m parte.

în loc de concluzii

Pacienților care beneficiazâ de restaurări protetice fixe pe implante li se pot efectua două tipuri de sprijin : **pur implantar** şi **mixt** (dento-implantar). La ora actuală, sprijinul mixt a

pierdut teren în favoarea celui pur implantar, dar el, totuşi, se face, uneori cu succes. In decursul derulării unei restaurârii protetice fixe cu sprijin pur implantar trebuie ţinut cont de:

- starea generală a pacientului;
- statusul local:
- rezerva osoasâ;
- ţesuturi moi;
- dimensiunile breşelor;
- numărul de implante;
- tipul de conexiuni;
- raporturile coroană/rădăcinâ;
- orientarea implantelor.

22.12. Bibliografie

1. Abouchar J. - *La bîo-architecture implantaire,* Proth. Dent. 122, 12, 1996, 19-22.

2. Albrektsson T., Zarb G. - *The Branemark osseointegrated implant,* Quintessence, Chicago, 1989.

3. Bert M. - *Les implants osteointegrables,* Edit. C.D.P., Paris, 1991.

4. Bert M., Picard B., Toubol J.P. - *Implantologie,* Ed. Masson, Paris, Milan etc., 1992.

5. Block M.S., Kent J.N., Guevra L.R. - *Implants in Dentistry,* W.B. Saunders Company, Philadelphia, London etc., 1997.

6. Branemark P.L, Zarb G., Albrektsson T. - *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration 'in Clinical Dentistry,* Quintessence, Chicago, 1985.

7. Bratu D., Fetzer W., Bratu Em., Românu M. - *Punteape implante,* Ed. Helicon, Timişoara, 1996.

8. Bratu Em., Românu M., Bratu D. - *Conexiuni dento-implantare în reconstituirile protetice ale unor edentaţii parţiale,* Rev. Naţ. de stomatologie, Bucureşti, vol. II, 3-4, 97-104, 1999.

9. Bratu Em., Românu M., Bratu D. - *Fixed partial dentures supported by endosteal implants and natural teeth,* 3'[11] Congress of the Society of Dental Implantology of the Hungarian Dental Association, 23-26 oct. 1997, Szeged, Hungary.

10. Brunski J.B. - *Biomechanics oforal implants: Future research directions,* J. Dental Education, 52 (12), 775-787,1983.

11. Davarpanah M., Martinez H., Kebir M., Tecucianu J. F. - *Manuel d'implantologie clinique,* Ed. Col P., 1999, Initiatives Sante.

12. Fetzer W. - *Erfahrung mit der Sinusbodenelevation und augmentation: Ein retrospective Analyse,* Dentale Implantologie, 1999, 6, 78-85.

13. Lindhe J. - *Clinical Periodontology andlmplant Dentistry,* Munksgaard, 3"[1] Ed., 2000.

14. Mihai Augustin - *Protezareape implante. Etape clinice şi de laborator,* Ed. Sylvi, Bucureşti, 2000.

15. Misch C.E. - *Contemporary Implant Dentistry,* Mosby-Year Book, 1999.

16. Sherwood-jr. R., Sullivan D. - *Concepts and tehniques ofsingle tooth implant restorations,* Esthetic Dentistry Update 1991,2, 16-22.

17. Spiekermann H. - *Implantologie,* Thieme, Heidelberg.1993.

18. Spiekermann H - *Farbatlanten der Zahnmedizin,* G. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994.

19. Strub J.R., Turp J.C., Witkowski S., Hurzeler M. B., Kern M. - *Prothetik (Curriculum),* Quintess Verlags -GmbH 1994, voll, 11.

20. Tetsch P. - *Enosale Implantationen in der Zahnheilkunde,* Carl Hansen Verlag, Munchen, Wien, 1991.

21. Tetsch P., Tetsch J. - *Fortschritte der Zahnarzt lichen Implantologie: ein Atlas,* Ed. Carl Hansen Verlag, Munchen, Wien, 1991.

22. Watson R.M., Davis D.M., Forman G.H., Coward T. - *Considerations in design and fabrication ofmaxilary implant-supported prostheses,* International Journal ofProsthodontics, 1991, 4, 232-239.

23. White E.G. ZahntechnikQuintessentz,Berlin,1993.

24. Zarb G.A., Harle T., DeGrandmont P., Caro S., Zarb F.L. - *Use of provisional prostheses with osseointegration,* Dent. Clin. North. America 33, 1989, 323-333.

23. RESTAURĂRI PROTETICE FIXE CU AGREGARE ADEZIVĂ

Au trebuit să treacă aproximativ 130 de ani (de la apariţia primei coroane de înveliş) pentru ca să apară un nou tip de agregare - **agregarea adezivă.** Timp de un secol şi chiar în prezent, agregarea **PPF** tradiţionale se desfaşoară cu importante sacrificii de ţesuturi dure dentare, care au loc m cursul preparării dinţilor stâlpi. **RPFA** au lansat o agregare absolut nouă care evită sau cel puţin diminuează la maximum prepararea dinţilor stâlpi.

Adeziunea, m general, este un fenomen cunoscut şi aplicat dm cele mai vechi timpuri, însă extinderea lui pe scară largă, la început în industrie, s-a dezvoltat mai mult în ultimele patru decenii, cu precădere datorită apariţiei adezivilor pe bază de polimeri sintetici.

23.1 GENERALITĂŢI, TERMENI ŞI DEFINIŢII

Agregarea adezivă în stomatologie reprezintă o modalitate de a uni (lega) două corpuri sau suprafeţe omogene sau heterogene, prin intermediul unui adeziv.

Două descoperiri fundamentale au stat la baza apariţiei unor noi materiale şi tehnici, a căror utilizare m stomatologie are la bază fenomenul de adeziune. m 1955, Buonocore (35) a demonstrat că retenţia **RA** la smalţ se îmbunătăţeşte considerabil dacă acesta este tratat cu acid ortofosforic. Un alt pionier al tehnicilor adezive, Bowen, a elaborat la puţin timp după aceea o nouă clasă de materiale, **RDC,** cu proprietăţi mecanice, biologice şi de adeziune superioare **RA** clasice.

Tehnicile adezive stomatologice, utilizate atât m cabinet, cât şi m laboratorul de tehnică dentară, implică realizarea unor manopere de mare performanţă şi acurateţe. Ignorarea celor mai mici amănunte clinico-tehnice conduce la eşecul şi compromiterea întregii munci a echipei. **Eşecurile şi succesele în cursul tehnicilor adezive sunt la fel de răsunătoare.**

Un aspect deosebit de important care trebuie remarcat este faptul că, în cazul eşecului agregârilor adezive, adoptarea ulterioară a unor soluţii de tratament clasice sau prin implante nu este exclusă.

Pentru o mai bună înțelegere a locului pe care îl ocupă agregările adezive în contextul general al tehnicilor adezive, precum şi pentru evitarea unor confuzii, este necesară definirea unor termeni de bază, frecvent utilizați în acest domeniu:

 # adeziune: fenomenul fizic prin care două sau mai multe corpuri sau suprafețe sunt menținute împreună datorită forțelor interfaciale care acționează la interfață. m funcție de natura forțelor interfaciale, există mai multe tipuri de adeziune:

 # adeziunea mecanică apare la nivelul unor suprafețe rugoase,datorită fixării sau legării mecanice (mechanical attachment, interlocking);

 # adeziunea electrostatică apare datorită atracției sarcinilor electrice de semn opus, dar este neglijabilă;

 # adeziunea specifică sau prin atracție intermoleculară, se datorează unor legături care se formează prin adsorbția fizico-chimică a adezivului pe suprafața aderentului. Aceste legături sunt **forțele Van der Waals,** legăturile de hidrogen, ele asigurând şi coeziunea. Adeziunea specifică mai este denumită impropriu şi adeziune chimică;

 # adeziunea chimică se referă la adezivii care se leagă de aderent prin legături ionice, covalente sau coordinative.

 # coeziune: fenomenul prin care particulele aceleiaşi substanțe sunt menținute împreună datorită forțelor de atracție intermoleculare.

 # aderent: substratul pe care se aplică un adeziv. Suprafețele de smalț, dentină, cement, cele polimerice, ceramice sau metalice sunt denumite adeseori aderenți.

 # adeziv: substanță (compus) capabilă să solidarizeze două suprafețe sau corpuri, de obicei heterogene. Din punct de vedere chimic, adezivii m stomatologie sunt cel mai frecvent **polimeri,** fiind denumiți şi **polimeri adezivi.** Pentru a le preciza anumite caracteristici, adezivilor 11 se alătură un adjectiv descriptiv: starea fizică (adeziv lichid, benzi adezive, soluții adezive), natura chimică (adezivi siliconici, epoxidici), destinația (adezivi dentinari, amelari, metal-polimer, pentru hârtie), condițiile de utilizare (adezivi care se întăresc la cald, la rece, fotopolimerizabili etc.).

 # întărire: trecerea adezivului într-o stare solidă (fixă), m urma unui proces fizic sau chimic (reacție de polimerizare, reacție de prizâ, oxidare, vulcanizare, gelifiere, deshidratare, evaporarea unor solvenți volatili).

 # primer: compus chimic (amestec de compuşi), care se aplică pe suprafața aderentului înamte de aplicarea unui adeziv, pentru a îmbunătăți calitatea unei îmbinări adezive (de exemplu, primeri silanici).

 # umplutură anorganică: substanță relativ neadezivă adăugată unei compoziții organice, pentru a-i îmbunătăți anumite proprietăți, în special cele mecanice.

 # tehnici adezive: ansamblul metodelor şi procedeelor terapeutice care implică realizarea unei adeziuni micromecanice şi/sau chimice între diferiți aderenți, prin intermediul unui adeziv:
obturații din **RDC,** fațete adezive, inlayuri şi onlayuri adezive, **RPFA,** atele adezive de imobilizare, mijloace speciale de menținere, sprijin şi stabilizare în protezarea mobilizabilă, brackets-uri.

 # agregări adezive: domeniu mai restrâns al tehnicilor adezive, m care se realizează colajul unei suprafețe solide (metalice, polimerice sau ceramice) la unul sau mai multe țesuturi dure dentare concomitent, prin intermediul unui adeziv. m contextul acestei definiții, în categoria agregârilor adezive nu sunt incluse, de exemplu, obturațiile din **RDC** sau refacerile adezive de unghi incizal, materialul fiind inițial m stare plastică (vezi reconstituiri/refaceri adezive).

punți adezive: termen vechi care desemnează **PPF** utilizate cu precădere în terapia edentațiilor reduse (1-2 dinți). Se agregă de țesuturile dure dentare (nepreparate sau preparate pelicular) prin intermediul polimerilor adezivi. Temenul nou, agreat în GPT-1999este de **RPFA.**

îmbinare adezivă: rezultatul acțiunii de a agrega adeziv. Este sinonim cu termenul de colaj, provenit din literatura franceză de specialitate, agreat încă de câțiva autori din țară.

reconstituiri (refaceri) adezive: tehnici adezive prin care se reconstituie morfologic şi funcțional un singur dinte (obturații, fațete, inlayuri, onlayuri adezive).

 # restaurări protetice adezive: tehnici adezive utilizate m terapia diferitelor forme de edentație, pentru refacerea continuități arcadelor dentare **(RPFA,** mijloace speciale de menținere, sprijin şi stabilizare m edentația parțială tratată cu proteze scheletate).

 # interfață: suprafață sau linie de separație între două corpuri sau materiale aflate în contact (de exemplu, interfețele adeziv-aliaj, adeziv-smalț etc.). Se caracterizează ultrastmctural şi prin intermediul unor proprietăți mecanice (rezistență la tracțiune, forfecare, oboseală).

 # textură: structura de suprafață a unui material sau corp (aliaj, polimer, ceramică, smalț etc.).

23.1.1. ISTORIC

Lansarea agregărilor adezive nu ar fi fost posibilă fară descoperirea adeziunii la țesuturile dure dentare, a **RDC** şi fară perfecționarea aliajelor dentare şi a tehnologiei de laborator. Dezvoltarea unei tehnici de restaurare a unei edentații care sâ excludă prepararea dinților stâlpi sau să presupună doar sacrificii reduse la nivelul acestora, reprezintă probabil cea mai importanta achiziție a proteticii din ultimele decenii.

Istoria tehnicilor adezive m general şi a agregărilor adezive în particular a început să se scrie odată cu realizarea gravajului acid al smalțului, m anul 1955, când M.G.Buonocore (35) a demonstrat faptul că retenția **RA** la smalț se îmbunătățeşte considerabil dacă acesta este pretratat cu o soluție de acid ortofosforic 85%, timp de 30 secunde. Ideea lui Buonocore, expusă m lucrarea „A **simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces"** (35), publicată în anul 1955, nu a fost întâmplâtoare, ci a pomit de la utilizarea industrială a acizilor folosiți pentru a îmbunătăți adeziunea răşinilor şi vopselelor la diferite suprafețe metalice. Prin gravajul acid al smalțului (în urma căruia rezultă o textură favorabilă adeziunii, un microrelief retentiv negativ), au fost deschise porțile unei **noi stomatologii, cea adezivă.** De la descoperirea sa, gravajul acid al smalțului a fost un subiect amplu dezbătut în literatura de specialitate. Astfel, Brauer şi Termini (34), Laswell şi colab. (90), Lee şi colab. (91) şi Silverstone (144, 145, 146) sunt doar câțiva autori care si-au legat numele de acest subiect. m țara noastră, contribuții la studiul modelelor de gravaj ale smalțului şi-au adus reprezentanți ai şcolii timişorene de stomatologie (23, 24, 25).

în terapia edentației reduse, toate cele trei modalități de agregare tradiționale (reconstituirea, acoperirea şi substituția), ca şi agregarea adezivâ, pot fi substituite printr-o proteză implanto-purtată, a cărei inserare nu afectează integritatea dinților limitrofi breşei. De remarcat că din cele patru tipuri de agregare amintite, doar cea adezivă poate conviețui cu

protezele implanto-purtate. Cele două metode terapeutice nu numai că nu se exclud, dar se şi completează reciproc. ..,)

Cercetările efectuate m perioada 1958-1962 de Raphael Bowen au condus la elaborarea monomemlui **Bis-GMA** (denumit şi răşina lui Bowen), component de bază al **RDC, CD** şi al unor sisteme de adezivi amelari, dentinari şi universali.

Pomind de la rezultatele cercetărilor lui Buonocore şi Bowen, cu aplicabilitate inițială în reconstituirile coronare adezive, Newmann (1964), citat de (12) şi (23) a avut pentm prima oară ideea îmbinării adezive a două suprafețe heterogene (bracket metalic-smalț), prin intermediul unei răşini epoxidice.

După Newmann, tehnicile adezive au cuprins toate ramurile stomatologiei. Dezvoltarea lor cea mai spectaculosă s-a materializat însă m protetica dentară, astfel că într-un timp record a luat naştere o nouă proteticâ, **protetica adezivă.** Marinello, citat de (99), definea m 1991 acestâ nouâ ramură a proteticii astfel: **„Protetica adezivâ cuprinde toate procedeele neinvazive** (care exclud sau apelează la preparații minime pe dinții stâlpi), **prin care elemente de agregare metalice sunt lipite** (colate) **pe smalțul dinților stâlpi, fără carii şi fără obturații."**

Protetica adezivă a fost însă prefiguratâ încâ din 1970, când H.Lee jr., citat de (23) a remarcat faptul că tehnicile adezive se pot extinde şi în această ramură stomatologicâ. în 1972, A.L.Rochette (134) a conceput atelele adezive, ca o nouă metodă de imobilizare a dinților parodontotici şi ulterior **RPFA** şi **atelele-punți.** Astfel, pentru prima dată edentația frontală a beneficiat de un tratament prin **RPFA** care elimina prepararea mecanică a bonturilor. Cercetările lui Rochette au fost finalizate m 1973 printr-o apreciată teză de doctorat. Este meritul lui Howe şi Denehy (68) de a răspândi tehnica peste Ocean, la Universitatea lowa. Ideea a fost preluată de Kuhlke (citat de (148)), la Universitatea Maryland. Denehy, citat de (148) a efectuat peste 250 de restaurâri ale edentației reduse cu tehnica Rochette şi a raportat rezultate excelente, unele depăşind ca longevitate 7 ani.

Utilizarea unui dinte artificial acrilic ca intermediar direct colat la dinții stâlpi a fost realizată pentm prima dată de Portnoy în 1973 (121), iar Ibsen (1974)(70) şi Buonocore (1975)(36) au publicat rezultatele cercetărilor referitoare la colajul unui dinte uman extras.

Mai aproape de noi din punct de vedere geografic, autorii cehi Kysela, Kyselova şi Klecatski, citați de (23), au realizat colajul la dinții stâlpi al unui dinte artificial din ceramică, utilizând pentru condiționarea suprafeței ceramice un primer silanic. în 1974, Rochette (136)), conştient de dezavantajele macroretențiilor sub formă de orificii tronconice, a propus retențiile perlate ca macroretenții şi metalizarea ca modalitate de microretentivizare.

La noi în țară, pionierii agregărilor adezive sunt D.Bratu şi L.Mikulik care, m 1980, au comunicat primele rezultate (22, 103), ulterior raportând rezultate tardive cu acest procedeu (26, 27, 31). 0 nouă pagină în istoria **RPFA** s-a scris în anul 1981, când patru autori americani, McLaughlin (101), Thompson, DelCastillo şi Livaditis (157) au elaborat gravajul acid electrolitic al aliajelor nenobile, procedeu foarte frecvent utilizat m condiționarea intradosului elementelor de agregare ale **RPFA** şi a componentei metalice a coroanelor şi intermediarilor micsti metalo-polimerici. Gravajul acid electrolitic (inspirat din lucrările anterioare ale lui Tanaka şi colab. (153), reprezintă o placă tumantâ m istoria agregărilor adezive, întrucât marchează trecerea de la etapa de macroretenție la componenta metalicâ, la cea a microretențiilor. Ulterior, într-o monografie de referință (148), Simonsen, Thompson şi Barrack au enunțat principiile de macrocondiționare a dinților stâlpi (preparații peliculare), determinând apariția celebrelor punți Maryland.

Dezavantajele gravajului acid electrolitic i-au determinat, în 1982, pe Kuhl, Renk (86), Renk şi Hartmann (130) să utilizeze sablarea ca modalitate de îmbunătăţire a adeziunii polimerilor adezivi la elementele de agregare. Şi la ora actuală, sablarea intradosului elementelor de agregare, în asociere cu adezivi universali, care aderă chimic de componenta metalică, conferă îmbinării adezive una dm cele mai mari longevităţi. Cercetările pe acest tărâm continuă.

în 1983, Masuhara, citat de (136), a propus oxidarea componentei metalice şi utilizarea ca adeziv a unui polimer pe bază de **4-META.** In acelaşi an, Heinenberg, citat de (66), a propus grilele (plasele) ca modalitate de macrocondiţionare a intradosului elementelor de agregare, iar Moon şi Knap (citaţi de (136)), mgozităţile. Un an mai târziu, Masuhara şi Yamashita (citaţi de (136)), au realizat cositorirea componentei metalice prin electrodepunerea unui strat de staniu. Tot m 1984, firma VIVADENT a elaborat pe baza cercetărilor lui Rheinberger şi Beham, cimentul diacrilic **ABC,** care aderă la componenta metalică şi chimic, prin intermediul unui silan pe bază de acid fosfonic. Tehnica Silicoater classico (HERAEUS - KULZER), lansată în anul 1984, ca şi generaţia următoare (Silicoater MD), utilizate frecvent m condiţionarea componentelor metalice ale **RPFA** şi coroanelor şi intermediarilor micşti metalo-polimerici, se bazează pe cercetările a doi autori germani, Musil şi Tiller (106), referitoare la silicatizarea componentei metalice. Tot în 1984, Marcula, citat de (136), a preconizat ceramizarea componentei metalice, pentru ca mai târziu să propună depunerea galvanică pe suprafaţa aliajelor a unui strat de zinc. Love şi Breitmann (95) au publicat m anul 1985 rezultatele cercetărilor referitoare la gravajul chimic al aliajelor, ca metodă altemativă mai simplă a gravajului acid electrolitic. Anul 1985 mai aduce ca noutate agregarea exclusiv proximală a **RPFA** cu elemente metalice, sistemele **Armatron** şi **UDA,** elaborate de Sandhaus (141).

Este meritul a doi autori germani, Peters şi Locke (1986) (116) de a încerca o tehnică hibridă care constă în adoptarea unei agregări mixte (adezivă şi clasică) în terapia edentaţiilor reduse.^ ^ ^ ^

In anul 1988, ca replică la tehnicile Silicoater, apare tehnica Rocatec (ESPE), careconstă m depunerea pe suprafaţa metalică a unui strat silanizat de sticlă ceramizată.

Dezvoltarea sistemelor integral ceramice a făcut posibilă realizarea de **RPFA** fară componentă metalică, utilizând sistemul In-Ceram (76) sau Optec. Ca soluţii provizorii se înscriu şi **RPFA integral polimerice,** armate cu fibre de sticlă sau kevlar.

Anul 1995 marchează lansarea unui nou material de placare a coroanelor şi intermediarilor micşti, o **sticlă polimerică** (polisticlă), produsul **Artglass** (Kulzer). împreună cu . acesta a fost conceputâ şi o nouâ modalitate de condiţionare a componentelor metalice, acrilarea directă, prin sistemul Kevloc (Kulzer). Nu există însă date care să certifice utilizarea acestui sistem pentru condiţionarea suprafeţelor metalice m cursul agregărilor adezive. Dezavantajele sistemului Kevloc au constituit premisele pentru lansarea sistemului Siloc.

23.1.2. CONSIDERAŢII PRACTICE ASUPRA ADEZIUNII

In vederea obţinerii unor valori ridicate ale fortelor de adeziune, condiţie esenţială pentru obţinerea unor succese clinice pe termen lung în domeniul agregărilor/RPFA, este necesarâ respectarea unor principii generale:

• Pentru a obține o umectare cât mai bună şi a reduce concentrârile de eforturi la interfață, unghiul de contact dintre adezivul lichid şi suprafața aderentului trebuie sâ fie cât mai mic.

• Pentru un aderent dat, adezivul trebuie să aibă tensiunea superficială inferioară energiei (tensiunii) superficiale critice a aderentului.

• Vâscozitatea inițială a adezivului trebuie sâ fie suficient de micâ, iar timpul de întărire suficient de mare, astfel încât microretențiile de pe suprafața aderentului să poată fi umplute complet.

• Suprafața aderentului trebuie sâ fie perfect curatâ. Se vor îndepârta compuşii cu energie superficială mică sau impuritățile (apă, diferite pulberi, substanțe organice), acestea favorizând formarea incluziunilor de aer, sau cele care asigură doar legarea de stratul superficial, slab legat de aderent.

• Dacă suprafața aderentului se condiționează prin diferite procedee m vederea obținerii de microretenții, acestea trebuie să fie eficace şi să acționeze în sensul evitării formării incluziunilor de aer m acelaşi plan sau prea apropiate.

• Întărirea (priza sau polimerizarea) adezivului, care este însoțită întotdeauna de o contracție, nu trebuie să rupă forțele de atracție intermoleculară formate la contactarea aderentului cu adezivul.

• Utilizarea ori de câte ori este posibil, a agenților de îmbunâtățire a adeziunii (în principal organo-silani hidrolizabili) sau a răşinilor cu adeziune chimică.

23.1.3. AVANTAJE ŞI DEZAVANTAJE

Agregările adezive, şi, în cadrul acestora, punțile adezive, presupun tehnologii şi proceduri clinice de fmețe, care trebuie să se desfaşoare cu o acuratețe deosebită, ele nefiind întotdeauna efectuate de practicieni meticuloşi. în aceste cazuri, eşecurile au contribuit dm plin la reculul lor, compromițându-le. Referitor la acest aspect, M.G. Buonocore, părintele procedeelor de gravaj acid, afirma că: „Metodica fară un temei este ca şi gândirea fâră înțelegere".

Dintre **avantajele** de necontestat ale **RPFA,** cele mai importante sunt:

1. Sacrificiul redus sau uneori absent de țesuturi dure dentare (10, 148). In general, prin prepararea unui bont pentru o coroană de înveliş, se pierd 50-60 % din țesuturile dure dentare coronare. In acest sens, afirmația stomatologului - poet M.M. de Van (1980), devine celebrâ:

„Este foarte important să restaurăm cât mai exact ceea ce s-a pierdut, dar la fel de important este să conservăm ceea ce ne-a mai râmas".

2. Riscul de iritare pulpară din cursul macrocondiționării (preparării peliculare) este minim. Macrocondiționarea este redusă ca timp şi nu necesită neapărat anestezie, decât în situațiile când trebuie îndepârtate obturații anterior realizate, restaurarea unor leziuni carioase sau se impune realizarea de sanțuri longitudinale proximale (132).

3. Fețele vestibulare ale coroanelor dentare rămân intacte (cu excepția cazurilor de agregare vestibulară a unor **RPFA** integral ceramice) (80).

4. Limitarea extinderii cervicale a plăcuțelor orale nu determină iritații la nivelul parodonțiului marginal (129).

5. Din punct de vedere estetic, **RPFA** reprezintă soluția optimă pentru anumite situații clinice, cu excepția cazurilor în care elementele de agregare determină virarea culorii dinților stâlpi spre gri (10).

6. Prețul de cost este mai redus decât la altemativele terapeutice clasice. De asemenea, timpul necesar fazelor clinice este aproape cu 50% mai mic decât în cazul soluțiilor terapeutice tradiționale (148).

7. în cazul decolajului este posibilă oricând o recolare (refixare) sau o opțiune terapetică bazată pe agregări tradiționale sau restaurări pe implante (129).

Dezavantajele RPFA constau în:

1.Cel mai mare dezavantaj este reprezentat de rata de eşecuri, care este mai mare decât la agregările tradiționale (10).

2.Necesită o dotare tehnico-materialâ costisitoare (10).

3.1n cazul dinților stâlpi cu dimensiuni vestibulo-orale reduse m zona incizala există riscul ca plăcuțele orale metalice să transpară, cu consecințe estetice negative (10). Adeziunea la substratul dentar scade m cazul recolajelor (99).

4.Aria indicațiilor este restrânsă şi trebuie respectată cu strictețe (148).

5.Faza clinică finală, de inserare (colajul) presupune o serie de etape de mare acuratete (10).

6.Fixarea provizorie a **RPFA** (din motive estetice, funcționale sau parodontale), chiar dacă au un design retentiv, constituie şi la ora actuală o problemă majoră (133).

7. In cazul decolajului simultan de pe toți dinții stâlpi, poate exista pericolul înghițirii sau aspirării acestor punți gracile (133).

23.1.4. INDICAȚII ŞI CONTRAINDICAȚII

în protetica adezivă, respectarea cu strictețe a indicațiilor dar şi a contraindicațiilor constituie primele premise ale succesului clinic pe termen lung. în general, m stomatologia adezivă eşecurile au un ecou la fel de amplu ca şi succesele.

Indicațiile RPFA sunt (10, 17, 18, 148):

1. Indicația principală o constituie **restaurarea edentațiilor reduse** (un dinte în zona laterală, maximum doi dinți m zona frontală). Excepție de la acestă regulă face zona frontală mandibulară, unde se pot înlocui chiar şi cei patru incisivi, dacă curbura în sens sagital a crestei pdentate nu este exagerată (137), agregarea facându-se pe canini şi primii premolari sau numai pe canini. Kerschbaum (80) recomandă tratamentul prin **RPFA** al edentațiilor unidentare în zona laterală maxilară şi mandibulară şi al edentațiilor unidentare în zona frontală maxilarâ şi bidentare în zona frontalâ mandibulară. Un caz tipic de indicație este redat m figura 23.1. a.

2. Imobilizarea dinților parodontotici (atele sau atele punți), mai ales la nivelul frontalilbr mferiori precum şi a dinților replantați, luxați sau transfixați. în cazul atelelor de imobilizare adezivă, trebuie sâ se asigure o încercuire cât mai mare a dinților stâlpi (80):

3. Contenția rezultatelor după tratamente ortodontice şi/sau chirurgicale (149).

4. în dentația temporară, m restaurarea edentațiilor de diferite etiologii, datorită camerei pulpare voluminoase şi canaliculelor dentinare largi, care contraindicâ sacrificiile mari de țesuturi dure dentare impuse de modalitățile clasice de agregare.

5. In gerontostomatologie, unde un tratament prin **PPF** convenționale nu este suportat de către pacient sau este contraindicat datoritâ unor afecțiuni sistemice (149). ^ 6. Unii autori (169) recomandă utilizarea atelelor adezive într-o serie de terapii ocluzale (onlayuri adezive din aliaje Ni-Cr, Co-Cr sau aliaje de aur tip IV) pentm mărirea **DVO.** Dahl şi Krogstad (44) au utilizat atele adezive orale pentru a restaura morfologic şi funcțional dinții frontali superiori şi/sau inferiori abrazați patologic. Aceşti autori au gâsit însă că utilizarea continuă a acestor atele produce intmzia dinților respectivi (valoare medie de 1,05 mm la 20 de pacienți) şi erupția celorlalți dinți (valoare medie de 1,47 mm), într-un interval de timp de 6-14 luni.

7. Soluție de tratament provizoriu sau **„provizorat de lungă duratâ"** în cursul unor tratamente extinse temporal sau m cazul unor tratamente parodontale complexe (162). "î".

8. Trebuie menționate şi **PPF** la care un element de agregare este clasic (de exemplu, o coroanâ mixtâ), iar celâlalt adeziv (116).

9. Modificarea morfologiei dinților stâlpi m protezarea mobilizabilă, m vederea obținerii unui sprijin cingular cu ajutorul unei plăcuțe orale (88, 110) sau a realizării unor mijloace speciale de menținere, sprijin şi stabilizare (de tipul culiselor extracoronare) ataşate unor plăcuțe orale (15). Modificarea morfologiei cervico-vestibulare a frontalilor inferiori, prea înguşti mezio-distal pentm a putea aplica un croşet la nivelul lor (117). '

10. La pacienții la care trebuie refacut ghidajul canin şi acest lucm nu se poate obține prin şlefuire, pe fața palatinală a caninului superior se poate cola o plăcuță orală. în acest mod pot fi reconstituiți şi caninii inferiori, putemic abrazați (98, 117).

Contraindicațiile RPFA sunt (10,17,18, 80,148):

1.Principala contraindicație o constituie prezența unor suprafețe de smalț reduse la nivelul dinților stâlpi (hipoplazii de smalț, obturații extinse, până în dentinâ) (105). Cazurile caracterizate prin prezența coroanelor clinice scurte pot beneficia de gingivectomie pentru augmentarea acestora. Obturațiile mici pot fi acoperite de elementele de agregare, mai ales dacâ se utilizează adezivi speciali, care aderă chimic de compozitele din care sunt realizate obturațiile (limita maximă de afectare a dinților stâlpi de procese carioase sau obturații, care mai permite realizarea unei agregâri adezive este de 20-50%). Dimensiunile V-0 reduse ale dinților stâlpi sau transluciditatea crescută a acestora constituie factori limitanți (contraindicații relative).

2.Dinți stâlpi malpoziționați (basculați sau rotați) sau care nu corespund exigențelor estetice ale pacienților (discromii coronare, anomalii de formă).

3.Preexistența unor diasteme sau treme mari sau când gabaritul mezio-distal al breşei edentate este mult mai mare decât al viitomlui intermediar (fig. 23.1.b). In aceste cazuri este totuşi posibilă realizarea unor **RPFA** la care conectorul este o ansâ palatinală (23) sau este acoperit la nivelul fețelor proximale ale intermediarului cu nuanțe mai închise (80). In cazul breşelor subdimensionate se poate practica artificiul de „înghesuire" a intermediarului (80).

4.Dinți stâlpi devitali, datoritâ modificării structurii şi stabilitâtii tesuturilor dure dentare **(93).**

S.Ocluzii adânci, mai ales cele acoperite (107, 126).

6. Parafuncții de tipul bmxismului, cu prezența unor fațete de uzurâ pronunțate, m special m zona în care urmează să fie inserată **RPFA** (39).

7. Diferențe majore în mobilitatea dinților stâlpi. Existâ riscul apariției de tensiuni în cadrul punții

şi în stratul de adeziv (41).

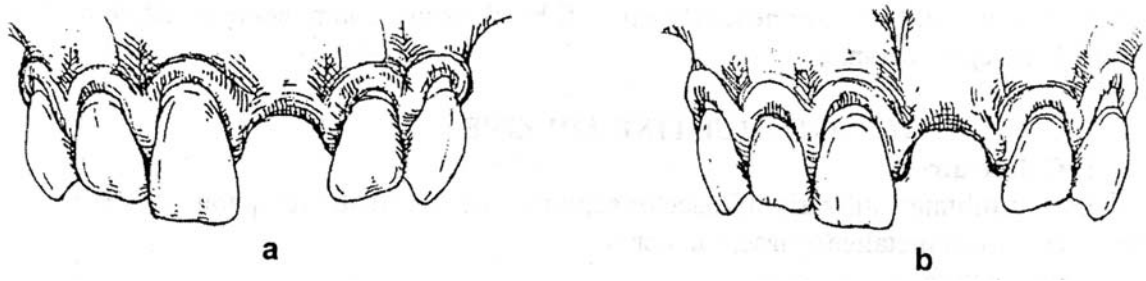


Fig. 23.1. Breşe frontale: a. favorabilâ efectuarii unei RPFA; b. nefavorabilâ, datoritâ gabaritului mare mezio-distal, prin preexistența unei diasteme.

8. Erupția incompletă a caninilor sau a dinților stâlpi.

9. Absența dinților din zona de sprijin (26).

10. RPFA nu se utilizează înaintea sau în timpul tratamentelor ortodontice. După finalizarea unui tratament ortodontic (de exemplu, pentru redimensionarea unei breşe edentate), tratamentul protetic trebuie instituit doar după 8 săptămâni (42, 43).

11. RPFA cu extensie sunt total contraindicate (21).

12. Igienabucalădeficitară(13)

13. Pacienți cu risc crescut de a suferi traumatisme buco-dentare (boxeri, mgbyşti, hockeişti etc.) (14, 89).

14. Imposibilitatea utilizării digii, ca mijloc de izolare obligatoriu în restaurările adezive (14).

15. Pacienți indisciplinați, care nu respectă dispensarizarea (13).

23.1.5. CLASIFICAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE ADEZIVE

Clasificarea **RPFA** se poate face în funcție de mai multe criterii, care țin cont de intermediar, modalitatea şi topografia agregării la dinții stâlpi, precum şi de modalitatea de condiționare a intradosului elementelor de agregare.

• *clasificarea după topografia agregării la dinții stâlpi*

în fimcție de acest criteriu, agregarea poate fi exclusiv proximală (de exemplu, m tehnicile Ibsen şi Portnoy, sistemele Armatron şi UDA), predominant orală şi partial proximală (la **RPFA** realizate prin metode indirecte, cu componentă metalicâ obținută m laborator) şi, m fme, agregarea predominant vestibulară şi parțial proximală, care este apanajul doar al **RPFA** integral ceramice.

• *clasificarea tehnologică*

Această clasificare a fost cel mai bine redată de Tay (155) şi o prezentăm m continuare. Criteriul de bază al acestei clasificări îl reprezintă modalitatea de agregare a intermediarului la dinții stâlpi: directă (există un contact direct între intermediarul şi aceştia,

agregarea facându-se fară intermediul unui alt mijloc, existând totuşi posibilitatea utilizârii unor mijloace suplimentare de retenţie cum ar fi ştifturi metalice, preparaţii pe faţa orală a intermediarului, plase metalice, din fibrâ de sticlâ sau polietilenă şi sârme) şi indirectă (prin intermediul unor mijloace intermediare cum ar fi brackets-uri, componente metalice tumate sau elemente de agregare ceramice.

RESTAURĂRI PROTETICE FIXE ADEZIVE

1. Colate direct

Cu posibilitatea utilizării mijloacelor suplimentare de retenţie (preparaţii orale) sau a armârilor cu ştifturi metalice, plase, sau benzi.

- dinte natural
- dinte polimeric (acrilic sau din râşini compozite)
- dinte ceramic

2. Colate indirect

• brackets-uri ortodontice (agregare proximalâ şi oralâ)

• cu componentâ metalicâ tumatâ -

- macroretenţii: orificii, retenţii perlate, grile (plase), mgozitâţi
- microretenţii: metalizare, gravaj acid electrolitic, gravaj chimic, sablare
- adeziune chimicâ: silanizare, silicatizare, depunerea unui strat silanizat de sticlâ ceramizată, cositorire, oxidare, ceramizare, adezivi speciali.
- integral ceramice (agregare oro-proximalâ, proximalâ sau vestibulo-proximalâ)

• cu dispozitive proximale prefabricate (sistemul Armatron) (141) sau tumate (sistemul UDA)(80,115).

23.2. CLINICĂ, TEHNOLOGIE ŞI MATERIALE

Examenul pacientului şi consideraţii gnatologice

în zona frontalâ (sectorul incisivo-canin), raporturile ocluzale pot sau nu pot fi favorabile inserării unei **RPFA** care sâ restaureze edentaţii de 1-2 dinţi. înainte de lansarea preparaţiilor pelicular şi a agregârilor adezive modeme, **RPFA** (cu precâdere generaţia Rochette şi TIM-COL) aveau indicaţii universale doar la mandibulâ, la maxilar neputând fi aplicate doar în cazul anumitor raporturi incizale (ocluzie inversâ frontalâ, ocluzie cap la cap, proalveolodonţie). In general, spaţiul necesar grosimii elementelor de agregare (plăcuţe palatinale), trebuie sâ fie de 0,5-1 mm (67), care se poate obţine prin mijloace ortodontice şi/sau preparaţii pelicular în smalţ şi doar atunci când nu există faţete de uzurâ care sâ trădeze existenţa unor parafuncţii. Holste şi Kerschbaum (67) recomandă ca în zona frontalâ contactele ocluzale să se facă predominat pe intermediar şi nu pe elementele de agregare, pentru a evita suprasolicitarea interfeţelor dento-protetice la nivelul dinţilor stâlpi, opinia lor nefiind împârtâşitâ însâ de către toţi autorii.

în zona frontalâ a arcadelor, din punctul de vedere al relaţiilor de ocluzie, se descriu situaţii favorabile, situaţii limitâ şi situaţii nefavorabile.

l.Situaţii favorabile

a) sectorul incisiv-canin inferior. Absenţa contactelor ocluzale (incizale) la nivelul feţelor linguale (implicate m colaj), face ca din punct de vedere ocluzal să nu existe contraindicaţii;

b) sectorul incisîvo-camn superior. Situaţiile favorabile sunt clasa a II-a Angle, diviziunea 1, clasa a III-a şi raportul incizal „cap la cap" (fig. 23.2.).

în toate aceste trei situaţii nu se pune problema ghidajului anterior deci nici a eventualelor interferenţe propulsive lucrătoare generate de prezenţa elementelor de agregare. Samama şi colab. (140) susţin că, m aceste situaţii nu se impune realizarea de preparaţii peliculare, decât în cazul unui indice Le Huche nefavorabil.

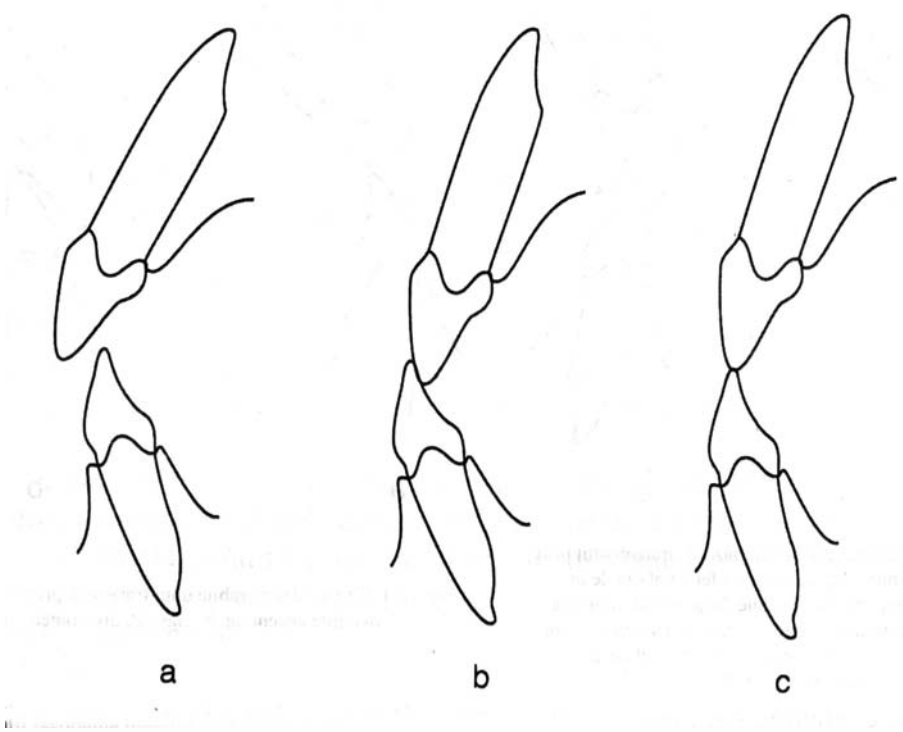


Fig. 23.2. Situaţii favorabile inserării unei RPFA în zona incisivo - caninâ superioară; a) clasa a II-a, diviziunea 1 (proaJveolie superioara);b) clasa a IIJ-a (ocluzie inversă frontala); c) raport incizal „cap la cap" (140).

2. Situaţii limită

Clasa I: m această situaţie trebuie ţinut cont neapârat de ghidajul anterior (fig. 23.3.a). Se impune deci realizarea unei preparaţii peliculare pentru a crea spaţiul necesar grosimii elementelor de agregare. Preparaţia peliculară va fi cu atât mai accentuatâ cu cât overbite-ul este mai mare, ţinând însă seama de imperativul conservării smalţului. în figura 23.3.b sunt prezentate situaţiile limitâ din zona frontală care se pretează la tratamentul prin **RPFA.** Majoritatea autorilor propun realizarea preparaţiilor peliculare m funcţie de raporturile ocluzale statice din zona frontală. Dar, interpunerea în sectorul incisiv maxilar a unei **RPFA** simetrice (canin-canin) sau asimetrice (incisiv central-canin), poate determina modificarea ghidajului anterior. De aceea, preparaţiile peliculare m zona frontalâ trebuie să urmâreascâ nu numai dezideratul retenţiei şi stabilitâţii ci şievitarea modificării ghidajului anterior (140).

3. Situații defavorabile

în situațiile prezentate în figura 23.4., overbite-ul este mai accentuat şi unghiul interincisiv este deschis. Inserarea unui element protetic cu o grosime suplimentară pe fața palatinală poate fi asimilată cu accentuarea pantei incisive, care poate determina „o mişcare de rotație inversâ" şi o deplasare infero-posterioară a condilului (Lee 1982, citat de (140)). Această situație poate crea, acutiza sau accentua o patologie articulară. Toate traiectoriile funcționale m zona frontală se stabilesc m totalitate pe elementele de agregare, pe care le solicită excesiv. în toate situațiile, stopurile ocluzale ale dinților antagonişti trebuie să se facă pe elementele de agregare, şinupejoncțiuneaacestoracusmalțul (80). -

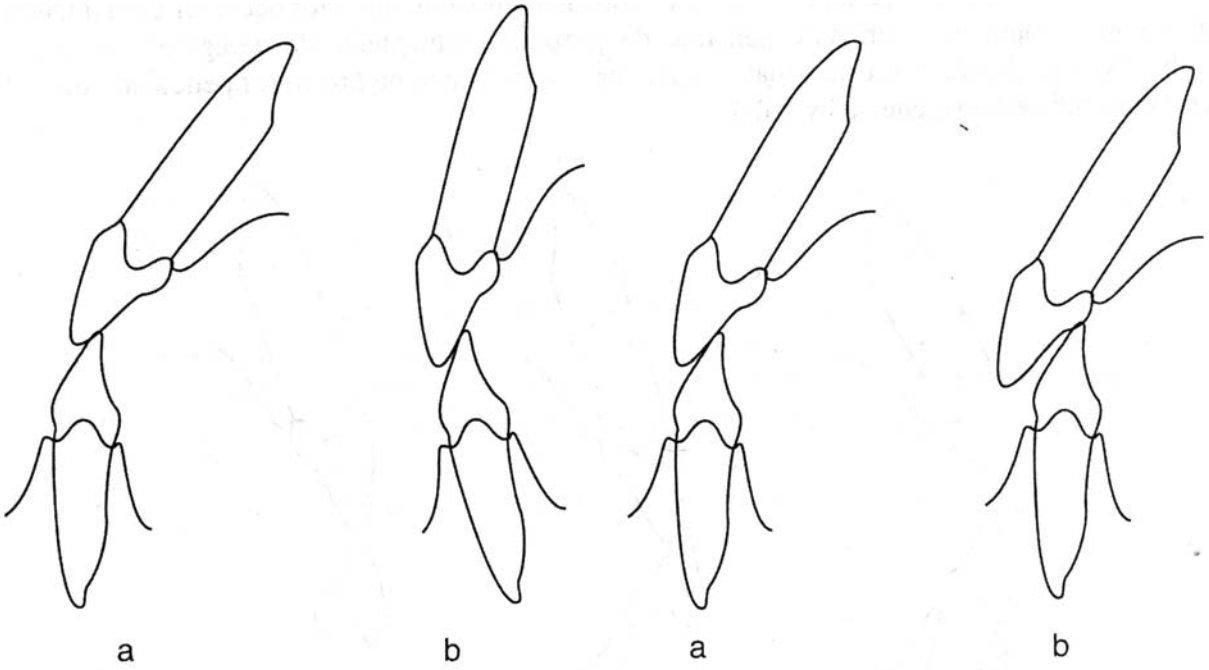


Fig. 23.3. Situații limită care beneficiază de tratamentul prin RPFA: a. overbite lejer. Reducerea feței palatinale în concordanță cu raporturile ocluzale. în aceste situații este permisâ şi posibilă uşoara coronoplastie a incisivilor inferiori; b. Overbite mediu . Este necesară o preparație peliculară mai accentuată(140).

Fig.23.4. Situații defavorabile unui tratament prin RPFA: a. ClasaI overbite accentuat: b. clasa II, diviziunea II (140). b. overbite mediu

Pe lângă evaluarea cât mai corectă a raporturilor de ocluzie în zona frontalâ, există şi o serie de alți factori care indică sau contraindică tratamentul prin **RPFA** (137):

• Suprafața de colaj

Valoarea fixării (Vf) unui bondlay (denumire atribuită de Rochette **RPFA,** prin analogie cu termenul de pinlay) este direct proporționalâ cu suprafața sa de colaj (Sc) (137):

$$Vf=KxSc$$

Această noțiune este fundamentală. în protetica adezivă, spiritul de a nu mutila structurile dure dentare nu trebuie să vină în contradicție cu necesitatea de a augmenta chimrgical aria de colaj prin gingivectomie, osteotomie etc.

Suprafețele tipice de agregare, după Marinello şi Belser (1985), citați de (80), sunt: la maxilar, m zona frontalâ până la premolari de 35 mm^2 (±10 mm^2 la incisivul lateral) şi 50±15

mm pe incisivul central, iar la nivelul primului molar de 65±10 mm . La mandibulă, în zona frontală până la premolari suprafața de agregare tipică trebuie să fie de 30-35 (±8-12 mm), iar la molari între 55 mm^2 (±15 mm^2 la molarul trei) şi 75 mm^2 (± 20 mm^2 la molarul secund).

- Numărul dinților stâlpi

în anul 1972, Rochette (134) statua faptul că în cazul RPFA, numărul dinților stâlpi trebuie să fie cât mai mare, pentru ca suprafața de colaj să He maximă (de exemplu, pentru restaurarea unei edentații de incisiv central superior, puntea adezivă trebuia extinsă de la canin la canin). Acest concept a fost modiHcat recent, în 1993 (137), **în sensul considerării •ca stâlpi doar dinții adiacenți edentației,** căutând însâ a utiliza o suprafață maximă de colaj la nivelul fiecăruia (de exemplu, în cazul absenței celor patru incisivi inferiori se considerâ dinți stâlpi doar caninii).

Trebuie redus la minimum numărul dinților stâlpi, pentru a micşora brațul forței determinate de mobilitatea acestora (137).

Intr-adevăr, şi experiența noastră (26, 31) demonstrează că dacă la nivelul unei **PPFA** adezive se produc decolaje parțiale, acestea se situează:

- la nivelul extremităților, când se impune detaşarea elementului de agregare decolat prin secționare interproximală şi eventuala lui recolare;
- la nivelul unui element de agregare care prezintă o suprafață de **colaj** msuficientâ (de exemplu, incisiv inferior cu gabarit redus).

- Mobilitatea dinților stâlpi

Ideal este ca dinții stâlpi sâ prezinte aceeaşi mobilitate, situație care este rar întâlnită. Cu cât mobilitatea lor este mai mare, cu atât **PPF** trebuie să fie mai scurtă şi suprafețele de colaj mai extinse (137). Mobilitațea maximă a dinților stâlpi, care mai permite realizarea unei **RPFA,** este de gradul 2 (47).

In cazul **RPFA** de zonă laterală, ghidajul canin este cel mai favorabil. în cazul existenței ghidajului de grup, contactele ocluzale din mişcările de lateralitate trebuie reduse la minimum la nivelul **RPFA** m ansamblu, pentru a evita stresul excesiv în stratul de adeziv şi la interfețe (169).

- Statusul parodontal

Cermțele pentru inserarea unei **RPFA** sunt (80):

- adâncimea şanțului gingival de 2 mm;
- mobilitate de maximum gradul 2;
- absența atrofiei orizontale şi verticale;
- absența rizalizei.

- înălțimea crestei alveolare

înălțimea crestei alveolare trebuie evaluată m vederea obținerii unor rezultate estetice optime. Dacâ înâlțimea intermediarului ar rezulta prea mică se poate practica gingivoplastia; în situațiile contrare, se poate crea la nivelul cervical al intermediarului o gingie artificială.

- Parafuncțiile

Ca şi m implantologia orală, şi m protetica adezivă parafuncțiile duc, mai devreme sau mai târziu la eşecuri, indiferent de natura agregării adezive şi materialele utilizate.

• Alțifactori

Anamneza trebuie să scoată în evidență eventualele alergii ale pacienților la unii componenți ai adezivilor, aliajelor sau materialului de placare (85). De remarcat că **la pacienții cu despicături maxilare, chiar operate, se recomandâ evitarea acestui gen de restaurâri deoarece segmentele maxilare continuă să păstreze o anumită mobilitate.**

23.2.1. MACROCONDIȚIONAREA

Condiționarea smalțului în vederea realizârii unei agregâri adezive presupune în primul rând o macrocondiționare, care implică prepararea smalțului dinților stâlp cu instmmente rotative în vederea realizării de preparații pelicular sau sub forma unor șanțuri, trepte, puțuri, lâcașe, urmatâ de o microcondiționare prin care se obțin microretenții care sâ îmbunâtâțească adeziunea polimerilor(138).

Pregâtirea suprafețelor de smalț m vederea realizârii unei îmbinâri adezive presupune îndepârtarea în totalitate a plăcii bacteriene şi tartrului, precum şi a depozitelor exogene de orice natură (ceai, cafea, tutun etc.). Tartrul se îndepărtează prin detartraj manual sau/şi ultrasonic, iar placa bacterianâ prin periaj cu pulberi/paste abrazive care nu conțin fluor sau vehicul gras. Adaosurile de fluor împiedicâ efectuarea unui gravaj acid eficient. Depunerile amelare de cauciuc şi liant din gumele de lustruit (a câror utilizare în aceste scopuri este contraindicatâ), pot fi greu îndepârtate.

Macrocondiționarea este un termen consacrat din stomatologia restaurărilor adezive, care îl înlocuieşte pe cel de preparare a bonturilor din protetica tradițională. Ea reprezintă totalitatea transformărilor suferite de dinții stâlpi sub acțiunea instrumentarului rotativ (138). Macrocondiționarea a fost introdusâ în tehnicile adezive de Simonsen, Thompson şi Barrack şi, împreunâ cu microcondiționarea elementelor de agregare prin gravaj acid electrolitic a determinat apariția în anul 1981 a generației Maryland de **RPFA,** o adevâratâ revoluție pe târâmul agregârilor adezive.

La prepararea pentru o coroană de înveliş convențională se sacrifică aproximativ 40-60% din țesuturile dure dentare coronare, în timp ce pentru o proteză fixă adezivâ se sacrificâ 0-10% (62, 80).

• Principii generale de macrocondiționare

în primul rând, **RPFA** trebuie sâ aibâ un ax de inserție unic şi, în momentul când inserarea ei este finalizâtâ pe câmpul protetic, ea nu trebuie să se deplaseze sub influența nici unei forțe.

Preparația pelicularâ reprezintă o preparație superficială specificâ restaurârilor adezive, limitată de cele mai multe ori la grosimea smalțului şi care se realizează cu un instrumentar rotativ specific. Preparația pelicularâ de la nivelul dinților stâlpi, face ca stresul ocluzal să fie preluat de aceştia, evitându-se astfel suprasolicitarea interfețelor smalț-adeziv şi adeziv-aliaj, ceea ce duce consecutiv la creşterea longevității punții adezive. m cele ce urmează vom descrie principiile de macrocondiționare după Simonsen şi colab., pentru **RPFA** din generația Maryland

(148).Principiile de macrocondiționare a dinților laterali sunt mai respectate dacă se vizualizează elementele componente ale unei **RPFA** de zonă laterală (fig. 23.5.). •

• Principii de macrocondiționare a dinților laterali (posteriori)

1. Crearea unui ax de inserție unic în direcție ocluzo-cervicală (fig. 23.6.A). Acesta se obține prin modificarea reliefului fețelor proximale şi linguale, astfel încât suprafețele rezultate să fie paralele. Pe fețele proximale, preparația va asigura plăcuței proximale a elementului de agregare o dimensiune cervico-OCluzală de minimum 2 mm. Pe fețele linguale, preparația se va situa la aproximativ 1 mm de marginea gingiei libere. Necesitatea realizării pintenilor ocluzali şi a extensiilor vestibulare care pot influența în sens negativ estetica restaurării, i-au determinat pe unii autori (139) să propună modificarea axului de inserție din vertical m orizontal

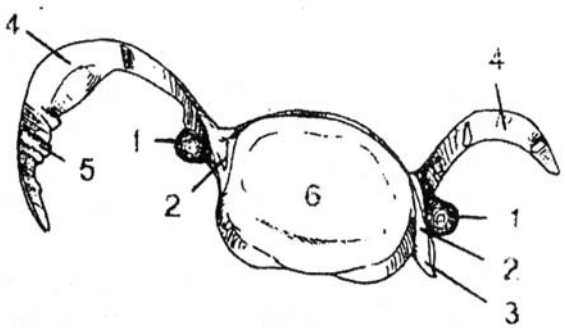


Fig 23.5. Restaurare protetică fixă adezivă de zonă laterală (schemă) 1. pinten ocluzal. 2.plăcuță proximală 3.extensievestibuiara;4.piâcuța linguaia; 5.nervurâcorespiinzâtoareşanțurilorderetenție; 6.intermediar.

2. Crearea unei forme proximale rezistente. Plăcuțele proximale ale elementelor de agregare, de pe fețele proximale adiacente breşei edentate, trebuie să se extindă până în dreptul liniilor de tranziție proximo-vestibulare, fară a afecta însă aspectul fizionomic. Această extindere face ca restaurarea să nu poată fi dizlocată spre oral. Modificarea se face în sens vestibulo-oral, astfel încât să se păstreze convexitatea feței respective. Preparațiile proximale pot include şanțuri sau casete m situația când, din motive fizionomice extinderea spre vestibular este msuficientâ şi nu se poate obține o formâ proximalâ rezistentă. Atât şanțurile, cât şi casetele trebuie să se limiteze la stratul de smalț. Rezistența componentei metalice depinde atât de proprietățile mecanice ale aliajelor, cât şi de designul preparației pelicular, care trebuie astfel conformat încât să respecte forma şi suprafața dinților stâlpi. Aceasta depinde de caracterele morfologice ale dinților stâlpi, de implantarea şi forma lor, precum şi de localizarea breşei edentate (80).

3. Realizarea încercuirii proximale. Elementele de agregare trebuie să cuprindă dinții stâlpi pe cel puțin 180° din circumferință (fig. 23.6.B). Extinderea plăcuței linguale nu trebuie să compromită ambrazurile oralâ şi vestibulară dintre dintele stâlp şi dintele adiacent acestuia. In caz contrar, curățirea şi autocurățirea nu se pot realiza, ceea ce poate duce la debutul unui proces carioâ între elementul de agregare şi dintele stâlp. Când încercuirea proximală nu se poate face corect, rolul acesteia poate fi preluat de pintenul ocluzal, corect realizat. încercuirea trebuie astfel realizată astfel încât solicitările care acționează asupra punții, m afara celor paralele cu axul de inserție, trebuie să inducă forțe de forfecare şi nu de tracțiune, aspect valabil şi în zona frontală (80).

4. Obținerea unei arii de colaj maxime. Acest deziderat nu trebuie obținut prin compromiterea sănătății parodontale sau a fizionomiei. Suprafața de colaj poate fi mârită prin extinderea, unde este posibil, a elementelor de agregare şi pe fața ocluzalâ (de exemplu, la premolarii şi molarii inferiori, la care cuspizii linguali nu sunt cuspizi activi). m aceste situații se impune verificarea atentâ a relațiilor de ocluzie statice, dar mai ales dinamice. Cu cât retenția mecanică este mai bună, cu atât suprafața de colaj trebuie extinsă mai puțin.

5. Crearea unui lăcaş pentru pintenul ocluzal. Lâcaşul trebuie să aibâ 1,5-2 mm vestibulo-oral, 1,5-2 mm mezio-distal şi o profunzime de 1 mm, care creşte dinspre creasta

marginală spre centml feței ocluzale. Plasarea lui se face, de obicei la nivelul fosei marginale adiacente edentației (fig. 23.6.B), dar el poate fi plasat oriunde pe creasta marginală, (pentru a nu afecta relațiile de ocluzie), la nivelul șanțului ocluzo-lingual (la molarii inferiori). Unii autori (10) recomandă plasarea a doi pinteni ocluzali, unde este posibil.

6. Crearea de limite cervicale „în muchie de cuțit". La nivelul dinților posteriori nu este necesară realizarea unui chanfrein, care presupune pierderi amelare inutile şi, uneori, descoperirea dentinei cervicale. îndepărtarea smalțului cervical trebuie facută astfel încât să fie posibilă realizarea unei grosimi a plăcuței linguale de 0,3 mm (fig. 23.6.C).

Etapele clinice de realizare a prepararației sunt următoarele:

a) modificarea fețelor proximale adiacente edentației. Prepararația se va păstra 1 mm supragingival şi va asigura o dimensiune ocluzo-cervicală ajoncțiunii elementelor de agregare cu intermediaml de aproximativ 2 mm. Obturațiile preexistente de **AA** pot fi incluse m preparație. Se impune păstrarea convexității naturale **V-0** a fețelor proximale (10). Tot în această etapă se prepară şi şanțurile longitudinale de augmentare a retenției şi rezistenței sau casete. m situația preparării de casete proximale, El-Mowafy (55) propune mascarea ocluzală a elementelor de agregare la acest nivel cu **RDC** , după colajul **RPFA.**

b) modificarea fețelor orale. Prepararația se extinde până la linia de tranziție proximo-orală, opusă edentației, astfel încât să nu compromită ambrazurile orală şi ocluzală. Dacă dintele stâlp prezintă o convexitate oralâ marcată, limita cervicală poate fi realizată „în muchie de cuțit". Dacă gradul de convexitate este mic (față orală aproape plană), se poate realiza o terminație cervicală în chanfrein. Unde raporturile de ocluzie permit, prepararația se poate extinde şi pe fața ocluzală (de exemplu, în edentațiile vechi de molar prim inferior, cu molarul secund basculat mezial nu se poate obține o suprafață maximă de colaj la nivelul acestui dinte; se recomandă în această situație includerea m aria de colaj şi a feței ocluzale obținându-se m acelaşi timp atât o nivelare a planului de ocluzie cât şi realizarea de contacte ocluzale funcționale tip cuspid-fosă centrală sau cuspid-ambrazură). Degrange şi Gentilhomme (47) recomandă terminația cervicală în prag drept care evită astfel prepararea de lâcaşuri ocluzale (ocupate de pintenii ocluzali, inestetici).

c) prepararea de lăcaşuri ocluzale. Aceste lăcaşuri se prepară, de obicei adiacent spațiului edentat, dar, unde este posibil, ele se pot plasa şi opus edentației sau chiar la nivelul şanțurilor de descărcare ocluzo-orale.

• Principii de macrocondiționare a dinților frontali (anteriori)

Principiile de macrocondiționare a dinților frontali sunt m general aceleaşi ca pentru dinții posteriori, doar că modificările aduse smalțului sunt mai „subtile", uneori fiind necesară doar o uşoară „reconturare" a acestuia.

1. Retenția se obține în primul rând prin crearea unui ax de inserție unic(fig. 23.6.D). Acesta rezultă prin combinarea a trei factori:

a) **modificarea fețelor proximale ale dinților stâlpi** (fig. 23.6.E), adiacente edentației, pentru obținerea încercuirii proximale şi obținerea unei joncțiuni dintre intermediar şi elementele de agregare de 1,5-2 mm (în sens cervico-incizal). Extinderea spre vestibular nu trebuie să afecteze fizionomia. Materialul de placare al intermediarului poate fi astfel depus încât să mascheze extinderea proximală a elementelor de agregare pe fețele adiacente edentației. 0 situație favorabilă este reprezentată de breşele edentate uşor subdimensionate, caz în care

intermediarul pote fi plasat uşor spre vestibular, astfel încât să mascheze zonele proximale ale elementelor de agregare (6).

b) **extinderea elementelor de agregare pe feţele proximale opuse breşei edentate,** fapt **care** contribuie şi la realizarea încercuirii proximale.

c) **realizarea unui sprijin cingular** (fig. 23.6.F), care pe secțiune are formă de „V", cu rol similar lâcaşului ocluzal de la nivelul dinților posteriori.

2. Crearea de limite cervicale „în chanfrein", care ajută la poziționarea cervicală a restaurării şi permit trecerea fără treaptă a elementelor de agregare spre smalț (fig. 23.6.F).

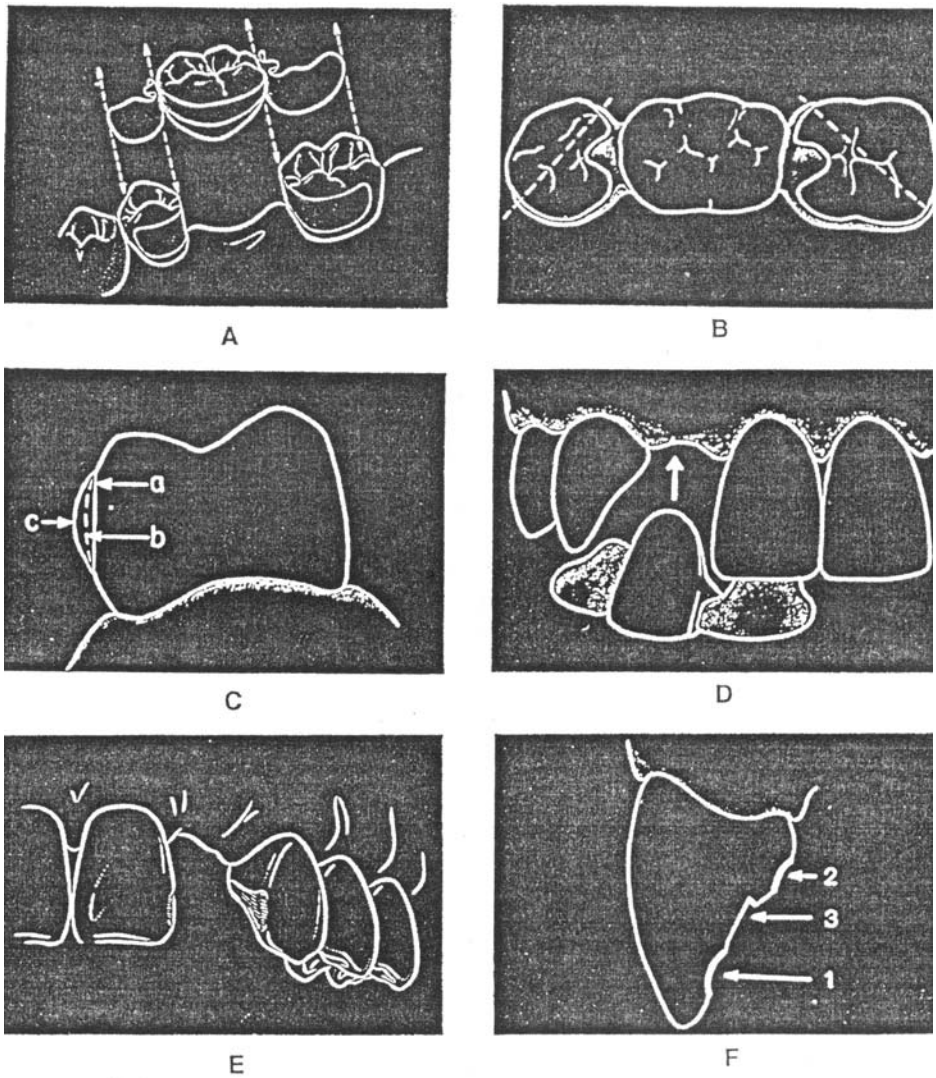


Fig. 23.6. Prepararea peliculară a dinților posteriori şi frontali, pentru RPFA din generația Maryland;

A. axul de inserție unic în zona posterioară; B. realizarea încercuirii proximale în zona posterioară; C. limite cervicale „în muchie de cutit" în zona posterioară; dacă se îndepărtează 0,2 mm din smalț (a), şi plăcuța orală are 0,5 mm grosimc (c), atunci supraconturarea va fi de 0,3 mm (b);

D. axul de inserție unic în zona frontală; E. modificarea fețelor proximale adiacente edentației, în zona frontala; F. secțiune longitudinală, care aratâ totalitatea modit'icărilor aduse unui dinte frontal (1. degajarea ocluziei; 2. chanfrein cervical; 3. lăcaş cingular) (148).

Preparația cervicală trebuie să aibâ o profunzime minimă de 0,3-0,5 mm şi trebuie mărită în cazul utilizării macroretenţiilor de tipul perlelor sau grilelor care ocupă singure 0,2-0,4 mm (47).

Etapele clinice ale realizării preparației pelicular sunt următoarele:

a) degajarea ocluziei (fig. 23.6.F). După marcarea zonei de contact ocluzal cu hârtie de articulație, se îndepărtează 0,2-0,3 mm din grosimea smalțului cu un instmment globular diamantat sau din carbură de tungsten. Migrarea verticală a dinților antagonişti se poate evita prin plasarea la nivelul stopurilor lor ocluzale a unei mici cantități de răşină compozită şi care se va îndepărta ulterior. Dacă din diferite motive migrarea s-a produs totuşi, se practică îndepărtarea unei grosimi corespunzătoare din dinții antagonişti. Asupra acestui aspect pacienții trebuie neapărat înştiințați.

b) crearea axului de inserție. Se acționează la nivelul fețelor proximale adiacente edentației cu un instmment diamantat cilindro-conic cu vârf rotunjit, astfel încât suprafețele rezultate să fie paralele. Dacă la nivelul acestor fețe există obturații corecte, acestea pot fi incluse m preparație. Leziunile carioase de mică întindere pot fi eliminate prin preparare. în cazul celor extinse, trebuie reevaluată modalitatea de agregare. Urmează apoi realizarea încercuirii proximale şi conformarea chanfreinului cervical.

c) realizarea sprijinului cingular. Lăcaşul se poate continua cu un puț (profund de 0,5-1 mm) realizat cu un instrument diamantat efilat, care determină creşterea retenției cu 40% a la dinții frontali superiori şi 10% la cei inferiori. Seto şi Caputo (142) au demonstrat printr-un studiu fotoelastic in vitro, că m cazul elementelor de agregare prevăzute cu sprijin cingular, forțele se concentrează la acest nivel şi se transmit apoi m axul lung al dintelui.

d) prepararea, unde este posibil a şanțurilor proximale, cu o profunzime de 0,5 mm (cu un instmment cilindro-conic efilat, cu vârfrotunjit).

In zona frontală inferioară, preparația se face asemănător, cu deosebirea că preparația nu este condiționată de prezența contactelor ocluzale. Se recomandă şi m acest caz realizarea unui sprijin supracingular.

în dorința de a îmbunătăți retenția elementelor de agregare la dinții stâlpi, au fost propuse o serie de modificâri ale preparațiilor inițiale. Astfel, Meiers şi Meetz (102), Burgess şi McCartney (37) Simon şi colab.(147), şi Barrack şi Bretz (11) au recomandat realizarea de şanțuri longitudinale proximale pe dinții stâlpi. Simon şi colab.(147) au raportat că, la patru ani, rata succesului la un lot de 77 **RPFA** de zonă posterioară, este de 60% la cele unde dinții stâlpi au fost preparați fară şanțuri proximale şi de 95% în cazul preparațiilor cu şanțuri proximale. Pentru **RPFA** din zona frontală, rata succesului a crescut nesemnificativ. Barrack şi Bretz (11) au raportat o ratâ a succesului la 11 ani de 92% pentru 127 **RPFA** (de zonâ frontală cu dinții stâlpi prevăzuți cu şanțuri longitudinale şi de zonă posterioară, cu doi pinteni ocluzali pe fiecare dinte stâlp), toate eşecurile survenind în cazurile la care dinții stâlpi nu au fost prevăzuți cu elemente retentive.

în 1995, Abdulhag şi colab. (2) au arătat că plasarea de şanțuri longitudinale proximale, duce la creşterea retenției elementelor de agregare după cum urmează: pentru incisivul central superior cu 30,8%, pentru cel lateral cu 76,7%, iar pentru canin cu 36,7%. Un avantaj major este reprezentat de creşterea rigidității datorită nervurilor proximale corespunzătoare şanțurilor, atât pentru onlay-uri (Potts şi colab. (124)) cât şi pentru elementele de agregare ale unei **RPFA** (Abdulhag şi colab. (2)). Din păcate însă, realizarea clmică a şanțurilor pe fețele proximale opuse edentației este adeseori greu de realizat sau chiar imposibilă datoritâ prezenței dinților adiacenți stâlpilor. Când sunt realizate, şanțurile longitudinale proximale determinâ creşterea

rigidității/rezistenței elementelor de agregare, care poate compensa într-o anumită măsură pierderea adeziunii dacă preparația se extinde şi la nivel dentinar (37).

Redâm în figura 23.7. câteva tipuri de preparații peliculare pentru dinții frontali şi în figura 23.8. pentru dinții laterali (140).

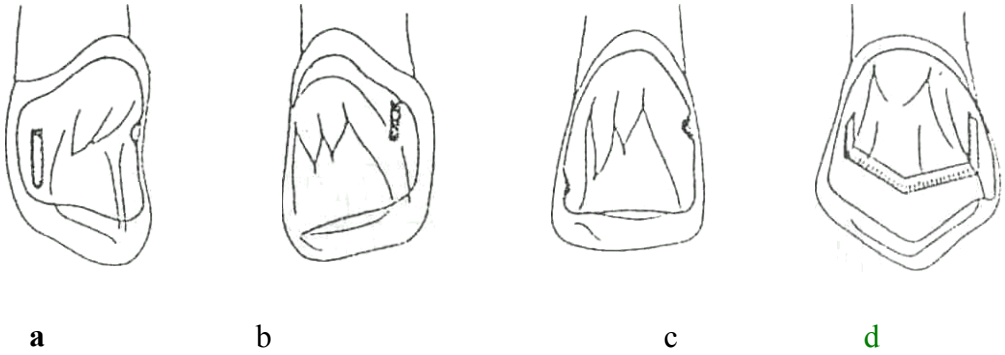


Fig. 23.7. Tipuri de preparații peliculare ale incisivului central şi caninului superior:
a. şanț longitudinal mezial; b. şanț longitudinal distal; c. plasarea reciprocă a celor două şanțuri; d. cele două şanțuri longitudinale proximale ale caninului superior sunt unite printr-un şanț transversal (140).

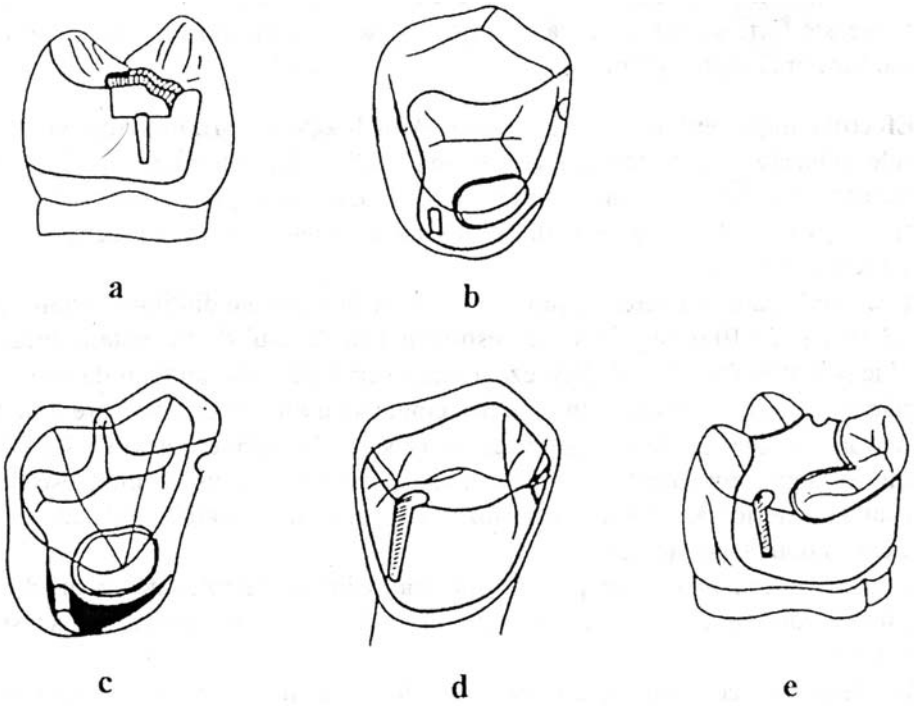


Fig. 23.8. Diferite forme de preparații peliculare la nivel premolar şi molar. Se observâ că preparațiile sunt extinse, în vederea obținerii unei arii maxime de colaj. în nici o situație însâ, zonele de contact ocluzal nu vor fi, pe cât posibil, acoperite de elementele de agregare (140).

0 idee interesantă a fost şi cea lansată de Probster şi colab. în anul 1988 (125), de preparare în doi timpi şi de confecționare a componentei metalice la nivelul dinților stâlpi prin asocierea electroeroziunii.

Redăm m figura 23.9. o altă formă de preparație pelicular, foarte complexă, propusă de Besimo şi Mindszenty (15).

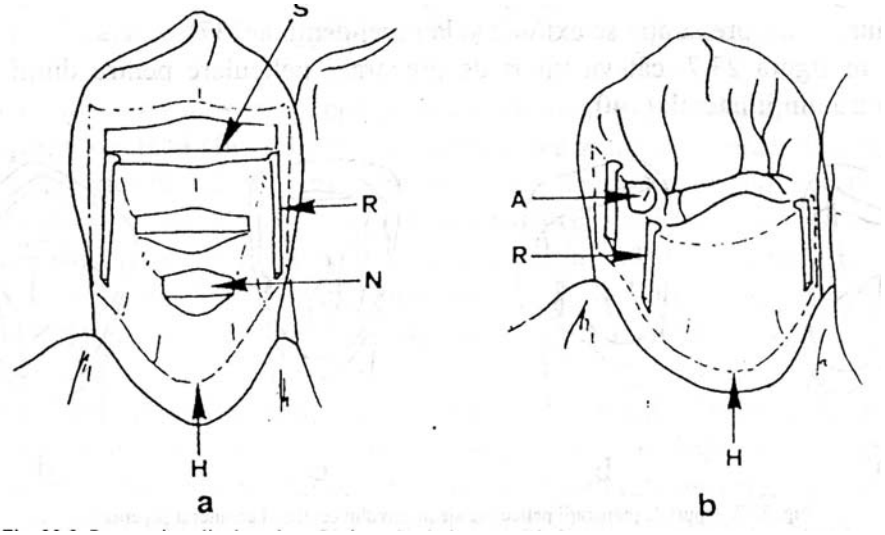


Fig. 23.9. Preparație pelicular dupâ Besimo şi Mindszenty. Fricțiunea între scheletul adeziv şi canini (a), respectiv prernolari (b) se realizează prin prepararea de suprafețe de ghidaj paralele, cu canelură (H) şi şanțuri de ghidaj (R). Sprijinul se asigură prin trepte (S), lâcaşuri cingulare (N), respectiv lăcaşuri ocluzale (A) (13).

Recent Barabant (9) a realizat o evaluare matematică a forțelor care se acționează asupra unei **RPFA.** Aceste forțe se pot clasifica m forțe care acționează asupra intermediarului şi forțe care acționează asupra dinților stâlpi.

• Efectul componentelor axiale ale forțelor ocluzale asupra intermediarului

Forțele ocluzale care acționează asupra intermediarului determină inducerea la nivelul întregii componente metalice a unor forțe care se descompun m componente verticale şi orizontale (fig. 23.10.a şi 23.10.b). Direcția acestor componente variază în funcție de arcadâ şi de punctul de aplicație al forței.

Forțele axiale care se exercită asupra marginilor incizale ale dinților frontali (notate cu 1 în figurile 23.10.a şi 23.10.b) sunt deviate vestibular față de axul de sustentație mezio-distal al **RPFA** şi induc solicitări care tind să decoleze treimea cervicală a elementelor de agregare.

Forțele axiale care se exercită m regiunea cingulară a intermediarilor care înlocuiesc dinți frontali superiori (notate cu 3 în figura 23.10.a) sunt favorabile retenției **RPFA,** întrucât componentele lor sunt eminamente de tip compresiv. Aceste forte nu se întâlnesc de obicei m regiunea frontală inferioară. Autorul concluzionează câ, m situația unei ocluzii normale, funcționale, există două tendințe generale:

- la maxilar, cea mai mare parte a forțelor ocluzale se exercită la nivelul jumătății palatinale a intermediarului, fiind transmise ulterior la elementele de agregare m sensul aplicării lor pe dinții stâlpi.

- la mandibulă, cea mai mare parte a forțelor ocluzale se exercită la nivelul jumătății vestibulare a mtermediarului, tinzând să realizeze decolajul elementelor de agregare.

• Efectul componentelor axiale ale forțelor ocluzale asupra dinților stâlpi Forțele axiale care se exercită la nivelul dinților stâlpi (asupra elementelor de agregare), notate cu 5 m fîgura 23.10.a. şi întâlnite doar m regiunea frontală maxilarâ, se descompun m componente care exercită un efect de compresiune, fiind favorabile stabilității punții adezive.

Forțele ocluzale axiale care se exercită asupra dinților stâlpi m afara suprafeței de colaj, notate cu 6 m figurile 23.10.a şi 23.10-b, pot favoriza decolajul punții adezive, datorită mobilității dentare.

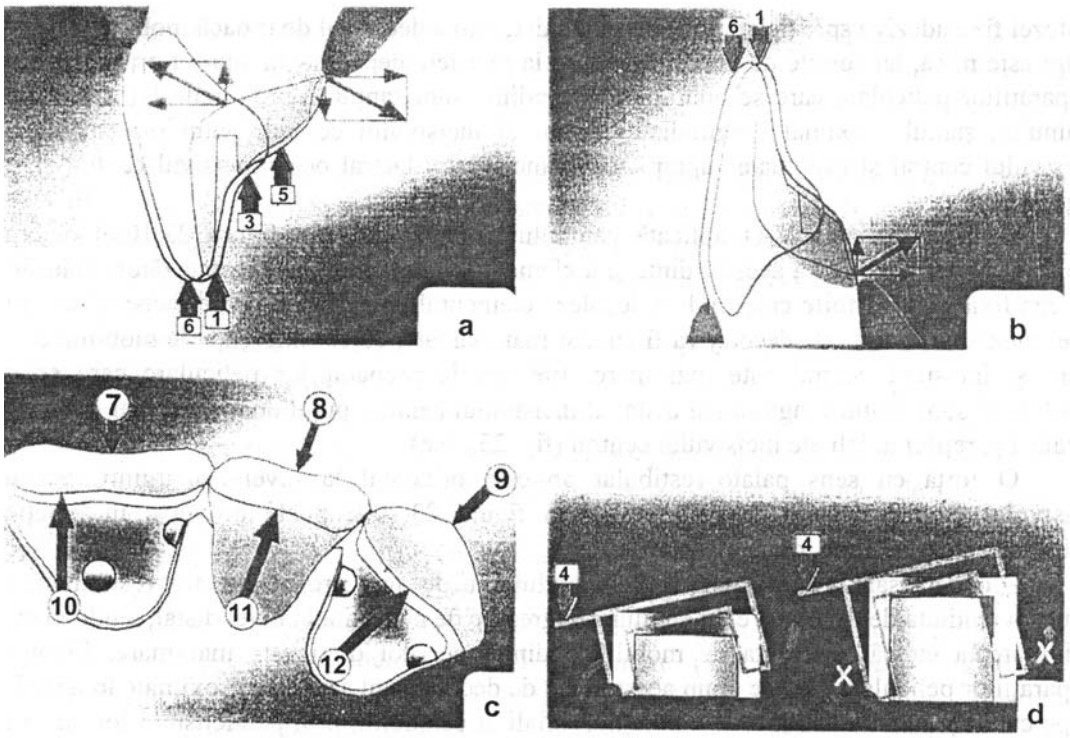


Fig. 23.10. a. Secțiune schematică axială în zona frontală maxilarâ (intermediarul este conturat cu linie groasă); b. secțiune scheniaticâ axială în zona frontală mandibularâ (intermediarul este conturat cu linie groasă); c. perspectivă ocluzală a unei RPFA care restaureaza o edentatie de 2.2. (dintele stâlp 2.1. prezintă un șanț proximal longitudinal mezial şi un puț disto-palatinal, iar 2.3. are preparate două șanțuri proximale longitudinale, mezial şi distal); d. secțiune mezio-distală schematică printr-o RPFAcu extensie. în funcție de preparația peliculară de la nivelul dintelui stâlp, există stabilitate sau basculare (9).

Există în această situație două altemative:

- mobilitatea dintelui stâlp deplasează întreaga **RPFA** şi induce o tensiune de decolaj la nivelul elementului de agregare de pe dintele stâlp mai stabil care, contrar aşteptărilor, nu este dintele cel mai puțin expus decolajului, ci cel mai susceptibil.

- tendința de decolaj este mai accentuată la nivelul elementului de agregare al dintelui stâlp mai mobil, forțele de tensiune trebuind să fie suportate de adeziv. Tendinței de decolaj nu i se pot opune decât fricțiunea elementelor de agregare la nivelul pereților axiali ai preparației şi o suprafață de colaj cât mai extinsă.

- Efectul componentelor laterale ale forțelor ocluzale asupra dinților stâlpi şi asupra intermediarului

Efectul acestor forțe este ilustrat m figura 23.10.C. 0 forță cu sens V-0 aplicată unui. incisiv central superior (notată cu 7 m figura 23.10.c), provoacă o deplasare palatinală a dintelui şi a elementului de agregare corespunzâtor, inducând protezei fixe adezive o deplasare care tinde să decoleze la nivel mezial elementul de agregare de pe canin. Deplasarea este proporțională cu mobilitatea incisivului central, iar tendința de decolaj este cu atât mai mare cu cât diferența de mobilitate dintre incisivul central şi canin este mai mare. Artificiile de preparare care se opun acestei tendințe de decolaj sunt șanțurile longitudinale proximale de la nivelul caninului, precum şi jumătatea distală a pereților axiali, prin paralelismul lor cu axul de inserție,

0 forță cu sens V-0 aplicată intermediamlui (incisiv lateral superior), notată cu 8 îa figura 23.10.C produce, în funcție de mobilitatea dinților stâlpi, o deplasare de ansamblu a

protezei fixe adezive spre palatinal, care poate determina decolajul doar dacâ mobilitatea dinţilor stâlpi este mică, iar forţele de tracţiune induse la interfeţe depăşesc un anumit prag. Elementele preparaţiilor peliculare care se opun acestei tendinţe sunt şanţurile proximale longitudinale ale caninului, şanţul proximal longitudinal mezial al incisivului central, puţul disto-palatinal al incisivului central şi eventuala suprapunere a incisivului lateral peste incisivul central şi canin (fig.23.10.c).

0 forţă cu sens V-0 aplicatâ caninului (notată cu 9 m figura 23.10.c) determină deplasarea spre palatinal a acestui dinte şi a elementului de agregare corespunzător, inducând m proteza fixă adezivâ forţe care tind să decoleze elementul de agregare de pe incisivul central, la nivel mezial. Tendinţa de decolaj va fi cu atât mai marcată, cu cât diferenţa de mobilitate dintre canin şi incisivul central este mai mare. Elementele preparaţiilor peliculare care se opun decolajului sunt şanţul longitudinal distal al incisivului pentral, puţul disto-palatinal şi jumătatea distală a pereţilor axiali ale incisivului central (fig. 23. lO.c).

0 forţă cu sens palato-vestibular aplicată orizontal la nivelul marginii incizale a incisivului central superior, notată cu 10 m figura 23-lO.c, poate provoca, în funcţie de mobilitatea acestui dinte, două efecte diferite:

- o deplasare a dintelui şi a elementului său de agregare în direcţie vestibulară, care induce o tendinţă de decolaj a elementului de agregare de pe canin, la nivel distal, tendinţă cu atât mai marcată cu cât diferenţa de mobilitate dintre cei doi dinţi este mai mare. Elementele preparaţiilor peliculare care se opun acestui gen de decolaj sunt şaaţurile proximale longitudinale de pe canin şi jumătatea mezială a pereţilor axiali ai caninului, prin paralelismul lor cu axul de inserţie (fig. 23.10.c);

- dacă retenţia elementului de agregare de pe canin este mai bună decât cea a incisivului central, tendinţa de decolaj apare la nivelul incisivului central. Elementele preparaţiilor peliculare care se opun acestei tendinţe de decolaj sunt şanţul longitudinal distal şi puţul disto-palatinal de pe incisivul central (fig.23.10.c);

0 forţâ cu sens palato-vestibular aplicată intermediamlui (incisivului lateral superior), notată cu 11 în figura 23.10.C, poate produce două efecte diferite:

- dacă forţa se exercită m jumătatea cervicală se produce deplasarea globală a **RPFA** spre vestibular (cu o amplitudine dependentă de mobilitatea dinţilor stâlpi), deplasare care nu are tendinţa de a produce decolajul restaurării adezive.

- dacâ forţa se exercită în zona marginii incizale, apare tendinţa de decolaj cervical a elementelor de agregare. Elementele preparaţiilor peliculare care se opun acestei tendinţe sunt şanţurile proximale longitudinale ale caninului şi incisivului central, puţul disto-palatinal de la nivelul incisivului central şi jumătăţile incizale ale elementelor de agregare dacă ele au un grad de perpendicularitate suficient de mare faţă de direcţia forţei aplicate.

0 forţă cu sens palato-vestibular aplicată orizontal la nivelul marginii incizale a caninului (notată cu 12 m figura 23.10.c), poate produce, m funcţie de mobilitatea acestui dinte, două efecte:

- fie deplasarea spre vestibular a caninului şi a elementului de agregare, care determină tendinţa de decolaj mezial a elementului de agregare de pe incisivul central. Tendinţa este cu atât mai accentuată, cu cât diferenţa dintre mobilitatea caninului şi a incisivului central este mai marcată. Elementele preparaţiei peliculare care se opun acestei tendinţe sunt şanţul proximal longitudinal distal şi puţul disto-palatinal ale incisivului central (fig. 23.10.c), precum şi jumătatea distalâ a pereţilor axiali ai preparaţiei incisivului central prin paralelismul lor cu axul de inserţie;

- fie tendința de decolaj a elementului de agregare de pe canin, dacâ adeziunea elementului de agregare de pe incisivul central este mai mare decât la canin. Elementele preparației peliculare care se opun acestui decolaj sunt șanțurile proximale longitudinale ale caninului (fig. 23.10.c).

Un alt aspect demn de luat în considerare îl reprezintă **RPFA** cu extensie, reprezentate schematic m figura 23.10.d. Dacâ asupra extensiei se exercită forțe axiale (notate cu 4 în figura 23.10.d), elementele preparației peliculare care stabilizează proteza sunt reprezentate de pereții axiali ai preparației, care trebuie să fie paraleli şi cu o înălțime corespunzătoare pentm a fî eficienți.

în cazul unei ocluzii normale, funcția masticatorie generează frecvent forțe de tipul 4, 5 şi 6 la nivelul **RPFA** mandibulare şi de tipul 10,11 şi 12 la **RPFA** maxilare. în situația unei ocluzii inverse cu contact dento-dentar, evident că aceste forțe sunt iiwersate. în afara acestor aspecte teoretice, fiecare din aceste forțe se poate exercita în cursul parafunctiilor sau traumatismelor.

RPFA care restaurează edentații multiple sunt supuse unor solicitări de tipul 8 şi 11 amplificate, întmcât brațul forțelor este mai mare. Atelele de imobilizare adezive nu sunt supuse unor forțe de tipul 8 şil 1, dar mobilitatea accentuată amplifică efectul celorlalte tipuri de forțe.

Prepararea pelicular a dinților stâlpi pentru aplicarea de mijloace speciale de menținere, sprijin şi stabilizare i-a preocupat, de asemenea, pe diferiți autori. Redăm m figurile 23.11 şi 23.12, designul preparațiilor peliculare, după Nishimura (110) şi, respectiv, Lacy (88). Preparațiile peliculare ale dinților stâlpi se fac la 20000-^40000 turații pe minut, sub răcire permanentă cu apă. Sunt indicate instrumentele diamantate cu granulație mică sau pietrele Arkansas. Se recomandă determinarea pe modelul de studiu a axului de inserție a viitoarei proteze fixe adezive, desenarea ecuatorului protetic şi marcarea contactelor ocluzale. Deoarece paralelismul suprafețelor preparate este esențial, se recomandă utilizarea unui paralelometru bucal.

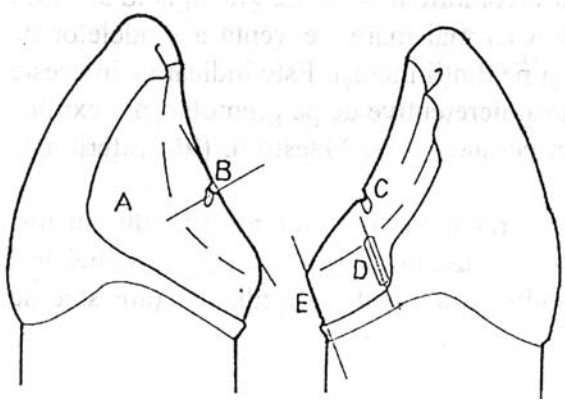


Fig. 23.11. Preparație pelicular după Nishimura (110) (A. plan de ghidaj; B. şanț cingular plasat la 90° fată de suprafața lingual; C. reducere lingual de minimum 0,3 mm; D. şanț longitudinal proximal;
E. terminație cervical în mini chamfrein).

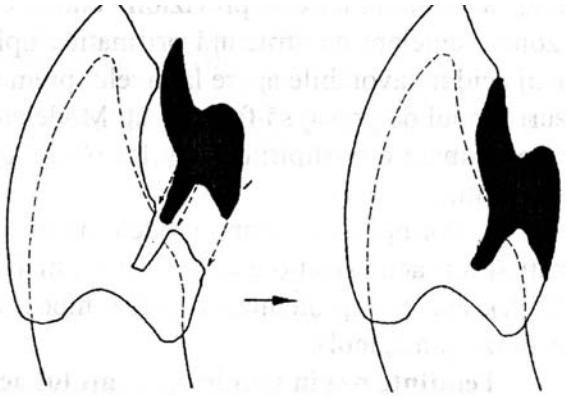


Fig. 23.12. Preparație pelicular după Lacy (88).

Degrange şi Gentilhomme (47) recomandă **utilizarea digii** încă din faza de preparare, deoarece se evită astfel situația delicată m care diga inserată m etapa colajului acoperă limita cervical a preparațiilor peliculare.

23.2.2. MICROCONDITIONAREA SMALȚULUI

La primele generații de **RPFA,** smalțul dinților stâlpi era preparat doar prin gravaj acid (microcondiționare). Cu timpul această preparație a fost etichetată drept insuficientă, fiind precedată de o macrocondiționare efectuată cu instrumente rotative.

Textura smalțului care rezultă în urma acțiunii unui acid (de exemplu, acid ortofosforic) şi prin care se formează un microrelief retentiv negativ (microretenții negative), se numeşte model de gravaj acid.

în urma unor studii exhaustive, Silverstone şi colab. (145) au descris trei tipuri de modele de gravaj acid. Cel mai frecvent este **tipul 1 sau central** (fig. 23.13.a), în care este îndepărtat preferențial centrul prismelor de smalț, periferia acesteia rămânând intactă. **Tipul 2 sau perîferic** (fîg. 23.13.b) este opus ca aspect **tipului 1.** In acest caz este îndepărtată cu predilecție periferia prismelor, centml rămânând relativ intact. **Tipul 3 sau sârac structural** (fig. 23.13.c), reprezintă un **amestec al tipurilor 1 şi** 2, care coexistă în regiuni amelare în care modelul de gravaj nu poate fi pus în relație cu morfologia prismelor. De menționat că cele trei tipuri pot să coexiste pe aceeaşi suprafață dentarâ (24), sugerând ideea că nu există un model de gravaj acid specific smalțului uman.

Inițial, Mortimer şi Tranter, citați de (51), au susținut că diverşii acizi utilizați pentru gravajul acid al smalțului produc un model de gravaj de tip 1. **Tipul** 4, **„în ferigă sau stea"** (fig. 23.13.d) a fost menționat de Diedrich (50) şi se pare că reprezintâ tot un model de gravaj de tip 2, dar care apare ca atare datorită unei anumite incidențe a fasciculului de electroni în momentul examinării probelor la **MEB.**

Gwinnett (64) a raportat concluzii similare. în opinia lui, cel mai frecvent model de gravaj acid este tipul 1, care apare mai des decât tipul 2. Din păcate, obținerea unui model de gravaj sau a altuia nu este previzibilă clinic. Cele mai favorabile modele de gravaj acid se obțin în zonele amelare cu structură prismatică tipică (63). Cea mai mare frecvență a modelelor de gravaj acid nefavorabile apare la nivelul premolarilor şi pe dinții incluşi. Este indicat ca în aceste cazuri timpul de gravaj să fie crescut. Modelele de gravaj neretentive de pe premolari pot explica frecvența mare a dezlipirilor ataşelor (6-28%), aspect comunicat de Maestroni (96) referitor la aceşti dinți.

în dorința de a obține modele de gravaj cât mai retentive, de-a lungul timpului au fost testați şi alți acizi (lactic, pimvic, citric, maleic, azotic, oxalic, poliacrilic etc.), agenți chelatori (EDTA), agenți deproteinizanți (uree, hipoclorit de sodiu) sau agenți delipidizanți (amestec de cloroform şi metanol).

Tendințe noi m tehnica gravajului acid

Odată cu dezvoltarea sistemelor de adezivi amelo-dentinari/universali, şi a utilizării tehnicii de gravaj concomitent al smalțului şi dentinei **(tehnica „total etch"),** a apărut tendința de reducere a timpului de gravaj al smalțului. Mardaga şi Shannon (97) au atras atenția m 1982 câ scurtarea timpului de gravaj duce şi la scăderea rezistenței la tracțiune.

Mai multe sisteme adezive noi se bazează pe condiționarea concomitentă a smalțului şi dentinei (tehnica „total etch") cu acizi mai slabi decât acidul ortofosforic 37-50%. Unele studii indică faptul că acidul ortofosforic 10%, acidul maleic 10% şi acidul azotic 2,5% gravează smalțul la fel de eficient ca şi acidul ortofosforic 37% (1, 65).

Din rândul agenților de microcondiționare amelară nu a fost omisă nici **radiația laser,** care nu s-a impus însă în clinica **RPFA.**

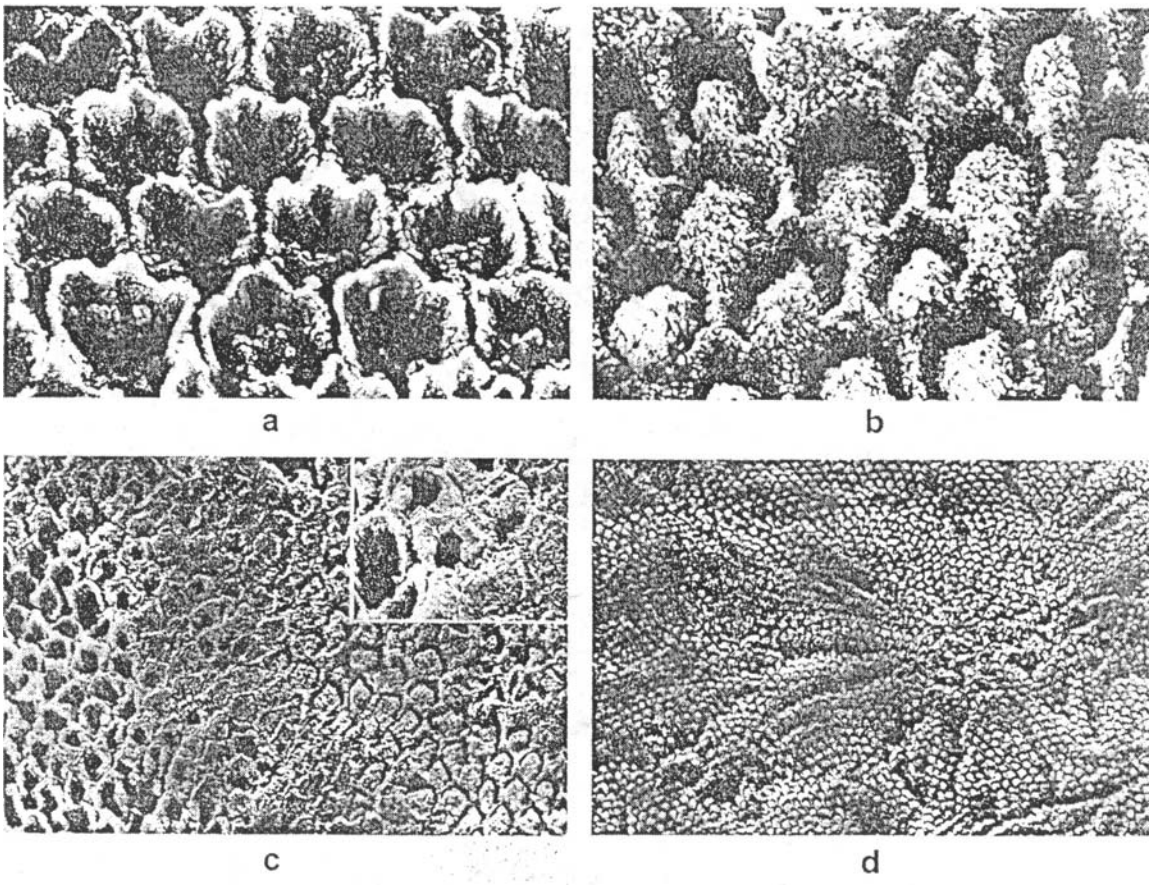


Fig. 23.13. Tipuri de modele de gravaj acid: a. tipul 1, central (H3P04 50%, 2 minute, MEBx3200); b. tipul 2, periferic (H3P04 50%, 2 minute, MEBx3200); c. tipul 3, sărac structural (H.-iP04 50%, 2 minute, MEBxlOOO, detaliux3200);d. tipul 4, „în ferigă sau stea" (H3PC»4 50%, 2 minute, MEBx32Q) (51).

Un alt procedeu de microcondiționare amelară, testat experimental in vitro îl reprezintă **gravajul mecanic al smalțului** prin proiectarea asupra lui de particule abrazive de cormdon, procedeu lansat şi experimentat m cadrul Disciplinei de Propedeutică şi Materiale Dentare a UMF Timişoara.

In funcție de parametrii sablării (presiunea jetului de aer, dimensiunea particulelor de corindon, distanța dintre suprafața amelară şi duzâ şi timpul de sablare), se obțin diferite aspecte ale suprafețelor amelare (fig. 23.14.), foarte asemănătoare cu cele obținute prin sablarea aliajelor. Gravajul acid efectuat după sablare imprimă texturii suprafeței amelare caracteristici de regularitate(fig.23.15.).

23.2.3.1. INTERFAȚA ADEZIV - SMALȚ

Prin aplicarea pe suprafața amelară microcondiționată prin gravaj acid a unui adeziv, se formează interfața smalț-adeziv. Aceasta prezintă, din profunzime spre suprafață, trei zone caracteristice (fig. 23.16.):

a) zona de amestec
b) zona prelungirilor filamentoase
c) zona stratului compact

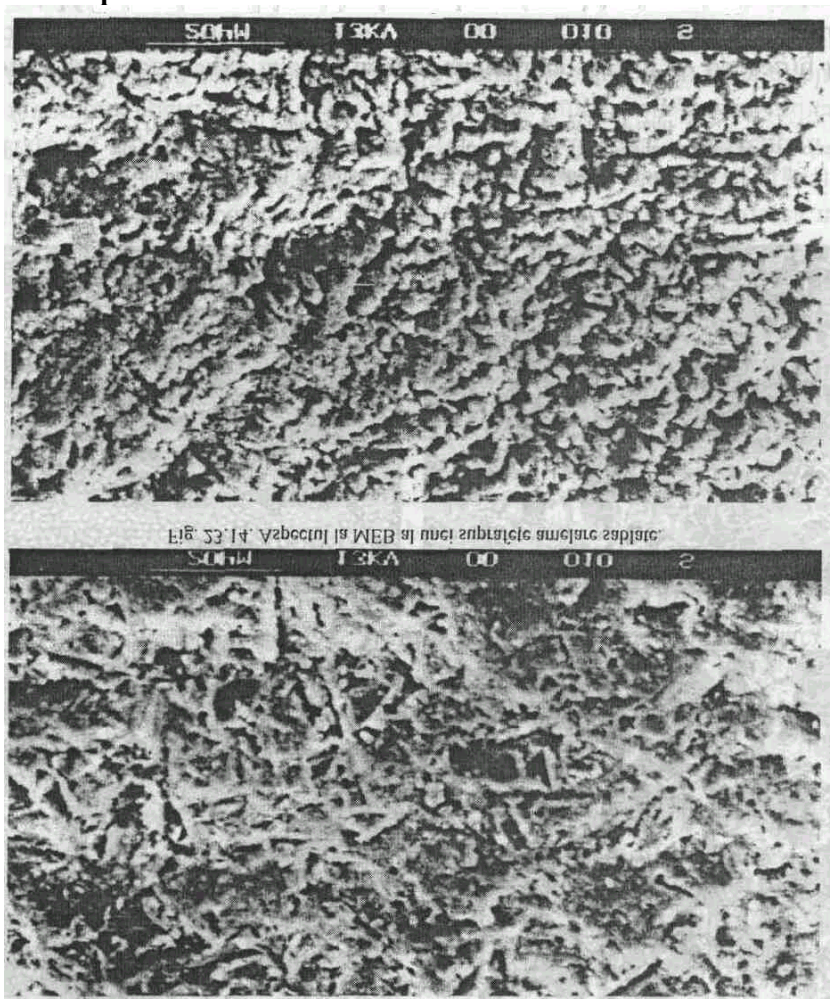
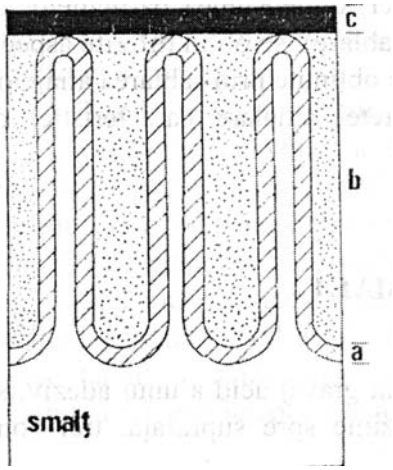


Fig. 23.15. Aspectul la MEB al unei suprafețe amelare sablate şi apoi gravate acid



• Zona de amestec

Această zonă este situată cel mai profund şi apare datorită faptului că agenții de gravaj acționează şi asupra unui strat de 20 ^im adâncime, la nivelul căruia induc modificări histopatologice (fig. 23.16.a). La acest nivel se formează micropori considerabil lârgiți care determină o creştere considerabilă a suprafeței specifice care, ideal, determină şi o creştere a adeziunii mecanice. Tot la acest nivel, smalțului îi sunt imprimate noi proprietăți fizico-chimice, care îmbunătățesc adeziunea specifică. în acest smalț modificat

Fig. 23.16. Aspectul tipic al unei îmbinari adezive, diipă polimerizarea/priza adezivului, la nivelul smalțului gravat acid (schema): a. zona de amestec (0-20 ^m); b. zona prelungirilor filamentoase (10-30 pm); c. zona stratului compact (5 |.im) (23).

stmctural pătmnde adezivul cu viscozitate micâ, iar vizualizarea acestei zone la **MEB** arată o amestecare a adezivului cu cristale de hidroxiapatită. La încercâri de tracțiune adezivul nu poate fi îndepârtat din zona de amestec, adeziunea fiind maximă la acest nivel. De asemenea, rezistența zonei de amestec la diferiți agenți chimici este mult mai mare decât a smalțului. Din acest motiv, adezivul din zona de amestec nu poate fi îndepărtat decât odată cu straturile superficiale de smalț, prin prelucrare mecanică cu instmmente rotative sau prin uzura naturală a smalțului (23).

• Zona prelungirilor filamentoase

Prin polimerizarea/priza adezivului la nivelul microretențiilor se formează zona prelungirilor filamentoase (fig. 23.16. b). Adezivul se prezintă la acest nivel sub forma unor microfilamente (lungi de 10-30 |Lim), care pot fi puse m evidență la MEB după dizolvarea într-un acid (de exemplu, acid clorhidric) a smalțului. Aceste microfilamente, datorită efectului mecanic şi reologic îmbunătățesc m primul rând adeziunea mecanicâ. Dispoziția microfilamentelor poate fi paralelă, convergentă sau divergentă una față de cealaltă. Lungimea microfilamentelor de adeziv depinde de condițiile m care s-a efectuat gravajul acid (tipul şi concentrația acidului, timpul de acțiune), care determină de fapt forma şi adâncimea microretențiilor din smalț.

In situațiile când se impune efectuarea unei îmbinări adezive noi m locul uneia vechi, fracturate, regravajul suprafețelor amelare practicat solitar are un efect nul deoarece nu îndepărtează microfilamentele de adeziv. De aceea, repetarea gravajului se face doar după îndepărtarea mecanică, cu instmmente rotative a zonei prelungirilor filamentoase şi a zonei de amestec (23).

• Zona stratului compact

în domeniul restaurărilor adezive, grosimea şi calitatea stratului compact au un rol extrem de important. Pentm a evita fracturile coezive, stratul compact (fig. 23.16.c) nu trebuie să depăşească 5 pm, grosime greu de obținut în practică. Pe suprafața stratului compact, aflată m contact cu oxigenul care inhibâ polimerizarea, adezivul are o rată de conversie a polimerizării mai mică, aceasta fiind specifică **stratului subpolimerizat,** a cărui grosime este de circa 20 p.m. **Stratul subpolimerizat are proprietăți fizico-chimice mai slabe decât restul adezivului, manifestate în timp prin uzură marcată, absorbție crescută de apă, colorări, adeziune scăzută** (5). Pentru a evita formarea acestui strat (de exemplu, la joncțiunea adeziv-smalț şi adeziv-aliaj), pe parcursul polimerizării se recomandă acoperirea stratului superficial cu o peliculă protectoare pe bază de etilenglicol sau glicerină. Dacă acest lucru nu este posibil, după polimerizare, stratul subpolimerizat trebuie îndepărtat cu instrumente rotative, noua suprafață rezultată trebuind să fie m final lustruită.

• Zone atipice

La smalțul aprismatic nu se formează zona de amestec (23). Deşi microfilamentele sunt mai numeroase şi mai ordonate, lungimea lor nu depăşeşte 7-8 ^im. Uneori ele lipsesc. Dacă înainte de gravajul acid smalțul aprismatic este îndepărtat mecanic, interfața prezintă cele trei zone caracteristice.

La smalțul fluorotic sau proaspăt fluorurat, datorită solubilității mai mici în acizi, zona prelungirilor filamentoase lipseşte de cele mai multe ori. Uneori se formează microfilamente atipice, de circa 5 |Lim lungime (23). '

Gravajul acid reduce percolarea marginală dacă marginile restaurărilor adezive sunt la nivel amelar. Contracția de polimerizare a **RDC** determină apariția unor tensiuni inteme de

aproximativ 7 MPa. S-a estimat că rezistenţe la forfecare de 17-20 MPa sunt suficiente pentru a preîntâmpina apariţia separaţiei marginale datorită contracţiei de polimerizare a răşinilor (151). Pe lângă legarea micromecanică a adezivilor de substratul amelar, ultimele generaţii de adezivi **(adezivii dentinari de generaţia a IV-a, denumiţi şi adezivi universali),** datorită structurii particulare a monomerilor fazei organice (de exemplu, **4-metacriloiloxietiltrimelitatanhidrida sau 4-META, prezentă în produsele C&B Metabond şi Superbond sau 10-metacriloiloxidecil dihidrogen fosfat sau 10-MDP),** au şi capaciatea de a se lega de smalţ printr-o **adeziune chimică,** ceea ce creşte valorile adeziunii la interfaţă).

Testele de laborator efectuate de diferiţi autori de-a lungul deceniilor, pentru a caracteriza cât mai bine parametrii mecanici la interfaţa smalţ-adeziv, se fac în condiţii diferite (imersie m apă la 37°C - 24 ore, şocuri termice între 5-55°C sau 5-60°C etc.), pentru a simula cât mai bine condiţiile agresive ale mediului bucal. Astfel, la încercarea de tracţiune a unei interfeţe smalţ gravat acid-adeziv, s-au obţinut următoarele rezultate (152): **Comspan Opaque -30,3 MPa, Super-Bond C&B** - 23,7 **MPa, Panavia Opaque** - 27,5 MPa. Rezultatele obţinute de diferiţi autori, chiar utilizând aceleaşi condiţii de testare şi aceiaşi adezivi, sunt, de cele mai multe ori diferite, întrucât nu există o metodă standard de testare. Din acest motiv, valorile obţinute în cadrul testărilor de laborator au un caracter strict orientativ şi rezultatele diferitelor studii pot fi rareori comparate între ele.

Uneori, prepararea pelicular㠠a dinţilor stâlpi implică şi descoperirea unor zone de dentină. Condiţionarea dentinei în cadrul diferiteor sisteme adezive implică formarea stratului hibrid, care asigură legarea micromecanică a adezivului.

23.2.3. AMPRENTA (PARTICULARITĂŢI)

Amprentele în vederea realizării **RPFA** pot fi luate cu materialele consacrate, cum ar fi de exemplu, **hidrocoloizii reversibili, polisulfurile, siliconii cu reacţie de condensare, siliconii cu reacţie de adiţie sau polieterii.** Amprentele cu alginat sunt absolut contraindicate (148). Alegerea unui tip particular de material de amprentă depinde de doi factori. **Hidrocoloizii reversibili, polisulfurile şi siliconii cu reacţie de condensare vor n utilizaţi dacă modelul de lucru se toarnă în cabinet.** Dacă amprenta urmează să fie trimisă în laborator pentm această fază, ceea ce implică o întârziere de câteva ore sau zile, atunci se recomandă utilizarea unui **material de amprentă cu o mare stabilitate dimensională, cum ar fî polieterii sau siliconii cu reacţie de adiţie.**

Alegerea materialului de amprentâ depinde, de asemenea, şi de procedeul de elaborare a machetei componentei metalice (127). Macheta poate fi realizată din ceară sau răşină, pe modele de gips sau răşini epoxidice. în consecinţă, poate fi utilizat orice material de amprentă, compatibil cu materialul de model. Dacă se optează pentru realizarea unui model duplicat realizat dm mase de ambalat pe bază de fosfaţi, sunt contraindicate amprentele din hidrocoloizi reversibili. Deoarece acest model se distruge în urma dezambalării, este necesarâ obţinerea în prealabil a unui model de lucru, pentru adaptarea componentei metalice şi realizarea componentei fizionomice. Dacă ambele modele se obţin pe baza aceleiaşi amprente, atunci

modelul duplicat trebuie realizat ultimul, pentru că poate altera suprafaţa amprentei, care trebuie realizată din polieteri sau siliconi cu reacţie de adiţie.

In concluzie, alegerea materialului de amprentă este determinată de metoda de elaborare a machetei, de realizarea sau nu a două modele (duplicat şi de lucru) pe baza aceleiaşi amprente, şi, în sfârşit, dacă modelele se obţin în cabinet sau în laborator. Amprenta pentru realizarea unei restaurări adezive este relativ facilă, întrucât preparaţiile sunt supragingivale, dar în nici un caz nu trebuie facute derogări de la analiza integrităţii şi calităţii amprentei.

Dacă dinţii implicaţi în colaj sunt foarte mobili, trebuie luate precauţii, astfel încât poziţia lor să nu se modifice m cursul amprentării. In acest sens este foarte utilă imobilizarea lor provizorie cu **RDC** (128, 137, 168). 0 metodâ foarte eficace pentru obţinerea de modele precise, în special pentm atelele mandibulare, o constituie realizarea unei amprente care să înregistreze doar feţele linguale, prin utilizarea unei portamprente universale modificate. Şi în acest caz se recomandă imobilizarea provizorie a dinţilor, fară a implica feţele proximale interesate în colaj. Această imobilizare joacă un rol decisiv în reuşita agregărilor adezive, unde orice eroare contribuie la eşecuri. De altfel, **superficialitatea unor practicieni şi aplicarea unor tehnologii din protetica tradiţională au contribuit la reculul RPFA.**

Tehnicile de amprentare pot fi următoarele: amprenta de corectare, amprenta dublului amestec sau amprenta cu elastomeri de sinteză în lingură individuală. Amprenta dinţilor antagonişti se realizează din hidrocoloizi ireversibili (alginate), iar amprenta ocluziei se obţine în ceară sau un material consacrat pentru acest scop (de exemplu, polieter).

23.2.5. PARTICULARITĂŢI ÎN TEHNOLOGIA DE LABORATOR

Elaborarea machetei componentei metalice depinde m mare măsură de tipul de material de model care este utilizat şi de **competenţa tehnicianului dentar.** Metodele se pot încadra în două categorii (148): 1) se utilizează un model de lucru din material refractar (masă de ambalat) pe care se realizează macheta, întregul ansamblu fiind ambalat pentru tumarea componentei metalice, sau 2) se realizează un model de lucru dintr-un gips extradur sau răşină epoxidică pe care se obţine macheta din ceară. Aceasta se detaşează apoi de pe model în vederea ambalării şi tumării componentei metalice. Opţiunea pentru una din cele două variante depinde de experienţa tehnicianului şi de **RPFA.** Restaurările de anvergură mare (4-14 elemente) se obţin mai uşor cu prima metodă. Duplicarea modelului de lucru comportă însă o serie de erori, care se transmit modelului duplicat. De aceea, când este necesară obţinerea unui model duplicat, se preferă tumarea masei de ambalat direct m amprenta originală. >y

în cazul realizării machetei de ceară pe modele din gips extradur sau răşină epoxidică, este neapărat necesar a se analiza modelul la paralelograf, prin determinarea ecuatorului protetic la nivelul preparaţiilor dinţilor stâlpi. Se evită astfel supraconturarea machâtelor şi retuşurile consecutive ale piesei protetice. Paralelizarea modelelor realizate din gipsuri extradure mai implică evitarea blocării machetelor din răşini pe model sau deformarea / fracturarea lor m cursul dezinserţiei.

Modelajul machetei în ceară trebuie să se supună câtorva principii. întrucât grosimea minimă a componentei metalice la nivelul zonelor largi trebuie să fie de 0,3 mm, iar la nivelul crestelor marginale grosimea minimă trebuie să fie de 0,6 mm (această grosime creşte progresiv la joncţiunea dintre elemente), macheta trebuie modelată la grosimi sensibil superioare, pentru a se putea compensa pierderile prin prelucrare (în zonele largi de 0,4-0,5 mm şi în dreptul crestelor marginale de 0,7-0,8 mm) (148).

: **Macheta din răşini.** Când se utilizează modele de lucru din gipsuri extradure sau răşini epoxidice, cea mai practică metodă de a realiza o **RPFA** din trei sau patru elemente constă în a elabora macheta din râşină direct pe modelul de lucru, aceasta urmând a fi apoi dezinserată, ambalată şi tumatâ. Machetele din răşini sunt preferate celor din ceară datorită rigidităţii şi stabilităţii dimensionale mai mari. După trasarea limitelor elementelor de agregare şi izolarea modelului, **RA** (de exemplu, Dura Lay - Reliance Dental Manufacturing Co.), este aplicată cu ajutorul pensulei, prin aportul succesiv de amestecuri pulbere-lichid. Grosimea machetei din răşini poate fi aproximativ egală cu a aliajului tumat. Nu se recomandă utilizarea în cadml aceleiaşi machete a două materiale din clase diferite (ceară şi răşină).

23.2.5.1. CONDIŢIONAREA ALIAJELOR

Generalităţi

în practica **RPFA,** cunoaşterea structurii, compoziţiei şi mai ales a texturii de suprafaţă a aliajelor utilizate, este de importanţă majoră.

Aliajele nobile au fost utilizate mai mult m trecut pentru realizarea **RPFA** prevăzute cu macroretenţii, după metoda Rochette. La ora actuală însă ele au fost aproape complet eliminate datorită preţului de cost ridicat şi adeziunii scăzute a polimerilor la acestea. In plus, aliajele nobile cu conţinut crescut de aur prezintă şi **o rezistenţâ mecanicâ scăzută, un modul de elasticitate scăzut şi o mai slabă adeziune a stratului de silicaţi cu componentă organicâ (SiOx-C, depus prin unul din procedeele Silicoater).** Acestea sunt elemente care concură la decizia de a elimina pe cât posibil aliajele nobile din domeniul restaurărilor adezive. Rămân totuşi indicate la pacienţii cunoscuţi alergici la unul din componenţii aliajelor nenobile.

Aliajele pe bază de paladiu sunt contraindicate pentru realizarea componentei metalice a unei restaurări adezive (53).

Datorită proprietăţilor fizico-chimice favorabile, **aliajele nenobile** s-au impus faţă de cele nobile. în acest sens, o importanţă deosebitâ o are rezistenţa mecanicâ crescută care permite realizarea unor componente metalice nedeformabile la grosimi reduse. Astfel pot fi eliminate supraconturările cervicale, respectiv o serie de interferenţe ocluzale.

Aliajele pe bazâ de nichel sunt preferate de majoritatea autorilor celor pe bază de cobalt, deoarece sunt mai uşor de prelucrat la cald şi se pretează mai bine condiţionării mecanice şi electro-chimice.

Aliajele pe bază de cobalt au în schimb o rezistenţâ mai mare la coroziune şi o biocompatibilitate superioară aliajelor pe bază de nichel, mai ales a celor care conţin şi beriliu, care sunt indicate, de obicei pentru restaurările adezive (167). Aliajele nenobile sunt utilizate preponderent, fiind preferate cele pentm tehnica metalo-ceramică. Sunt utilizate aliaje Ni-Cr şi

Co-Cr. Holste şi Kerschbaum (1994) (67) recomandă ca în cazul aliajelor Co-Cr să fie respectată următoarea proporție:

$$Cr + 3,3\ (Mo + 0,5\ W) > 30\%\ \text{(procente greutate)}$$

Aliajele Ni-Cr sunt superioare celor de Co-Cr din punctul de vedere al caracteristicilor de topire-tumare (mai precisă) şi al condiționării mecanice şi electrochimice (de exemplu, gravajul acid electrolitic este mai eficient la aliajele Ni-Cr decât la cele Co-Cr).

Siebert (143) recomandă pentru realizarea componentei metalice a **RPFA** utilizarea aliajelor nenobile bifazice, m special cele pe bază de Co-Cr. Rezistența la interfața cu adezivul a acestor aliaje este de 3/1 față de aliajele nobile. Ceilalți parametri fizico-chimici, cum sunt rezistența mecanică, conductibilitatea termică, tumabilitatea, ca şi biocompatibilitatea, sunt superiori față de aliajele nobile. Aliajele Co-Cr trebuie gravate acid electrolitic, în timp ce aliajele nobile, în majoritatea cazurilor necesită doar sablare. Modulul de elasticitate ridicat al aliajelor Co-Cr (de exemplu, Brilliant, Dentitan şi Wirobond), aproape dublu față de cel al aliajelor nobile, reprezintă un alt avantaj.

Aşadar, la confecționarea componentei metalice a restaurărilor adezive se preferă utilizarea **aliajelor nenobile,** care oferă posibilitatea realizării unui design gracil, cu dimensiuni foarte reduse, datorită faptului că acestea au **un modul de elasticitate dublu față de aliajele** nobile(150).

Ca şi altemativă la aliajele nenobile au apărut titanul şi aliajele sale, care prezintă o biocompatibilitate superioară, o rezistență la coroziune mai crescută, precum şi posibilități mai bune de silicatizare. Referitor la utilizarea titanului şi a aliajelor sale în domeniul restaurărilor adezive, Kerschbaum (80) menționează ca debut al acestora anul 1988. Ca dezavantaj major al titanului este notată însă tehnologia dificilă de prelucrare, la care se adaugă şi modulul de elasticitate, cu o valoare apropiată de cel al aliajelor nobile, ceea ce impune realizarea unor componente metalice cu o grosime mai mare. **Din cele expuse, rezultă că la ora actuală, pentru confecționarea componentei metalice a restaurărilor adezive sunt preferate aliajele nenobile.**

23.2.5.1.1. TEHNICI ŞI MATERIALE DE CONDIȚIONARE

Rochette (134), m 1972, a realizat prima restaurare protetică adezivă, un schelet tumat din aliaj de aur, cu perforații, care se fixa pe fața linguală a dinților nepreparați prin intermediul unui adeziv şi a tehnicii gravajului acid. S-a dovedit însă de-a lungul timpului că **RPFA** cu componente metalice şi perforații au o rată de eşec crescută datorită pierderii retenției (Graton 1983, Belser şi Marinello 1985 - citați de (16)), cu toate că au fost publicate şi cazuri cu o longevitate remarcabilă la acest gen de restaurări adezive (26, 27, 31, 136).

Pentru îmbunătățirea adeziunii la nivelul interfeței adeziv-aliaj, s-a impus condiționarea intradosului elementelor de agregare prin diferite metode, în vederea obținerii unor **retenții macromecanice, micromecanice şi chimice** sau diferite combinații ale acestora. în perioada de pionierat a agregărilor adezive au fost utilizate **macroretențiile (orificii, retenții perlate, rugozități şi grile),** iar ulterior **microretențiile (obținute prin gravaj acid electrolitic, sablare, metalizare, gravaj chimic).** Concomitent însă au fost elaborate procedee prin care se obține şi o legare chimică între adeziv şi intradosul elementelor de agregare.

Rochette (136) a propus termenul de **bondlay** (provenit de la termenul englezesc „bonding"), pentru a desemna restaurările al căror mijloc principal de fixare îl reprezintâ **colajul (îmbinarea adezivă),** prin analogie cu termenul de **pinlay,** care desemnează restaurările la care retenția este asigurată m principal prin intermediul crampoanelor dentinare.

1. Macroretențiile

Macroretențiile reprezintă primele modalități utilizate pentru condiționarea elementelor de agregare într-o tehnică de colaj. Cu toate că valorile adeziunii la interfața adeziv-aliaj nu sunt mari, unele **RPFA** au prezentat longevități uimitoare.

• Orificiile

Orificiile (perforațiile) reprezintă prima modalitate de îmbunătățire a adeziunii, fiind lansată de Rochette şi utilizată pentm prima dată la plăcuțele orale ale atelelor şi atelelor-punți (fig. 23.17.). Realizarea acestor perforații se poate face după ce s-a turnat componenta metalică, prin frezare cu instmmente rotative extradure precalibrate. Dezavantajul major al acestui preocedeu îl reprezintă faptul că m cazul aliajelor dentare dure, de exemplu cele pe bază de Co-Cr, frezele utilizate se inactivează rapid. Pentru a elimina acest neajuns s-a renunțat la această metodă, preforațiile fiind realizate prin modelaj, m macheta de ceară a componentei metalice (23, 135,155).

Orificiile sunt conformate cilindro-conic, în număr de 6-12 (în funcție de extinderea elementului de agregare - fig. 23.17.a). Se pare că nu are importanță dacă sunt realizate mai multe perforații cu dimensiuni reduse sau o singură perforație cu diametru mare, precum nici dacă aceste perforații sunt paralele sau convergente spre fața internă a aripioarei (tronconice) (155). Dacă se optează pentru varianta tronconică, baza mare este situată spre oral, iar baza mică priveşte spre dinte (fig.23.17.b, c). Orificiile permit refluarea adezivilor m momentul colajului, iar după întărirea adezivului la acest nivel se formează adevărate „nituri" (fig. 23.17. b, c). Expunerea adezivilor de la nivelul orificiilor la factorii agresivi ai mediului bucal duce în timp la uzura acestora şi la compromiterea îmbinării adezive.

Cele mai frecvente forme ale perforațiilor utilizate la **RPFA** din generația Rochette sunt circulare (fig. 23.17.), m formă de fereastră şi/sau de gură de peşte. Retențiile macromecanice inițiale, sub formă de perforații, propuse de Rochette, nu se mai utilizează la ora actuală datorită dezavantajelor clinice dovedite. Restaurările protetice fixe adezive cu elemente de agregare prevăzute cu orificii au fost denumite de Rochette (136) **„perforated bondlay".**

• Retențiile perlate

Dezavantajele sistemului de retenție cu orificii 1-au determinat pe Rochette (1974) (135) să utilizeze retențiile perlate situate pe intradosul elementelor de agregare (fig. 23.18.A). Diametml perlelor este de aproximativ 0,4 mm, ceea ce duce inevitabil la creşterea grosimii elementelor de agregare. Unii autori însâ (73), atribuie lui LaBarre şi Ward utilizarea sistemului de retenție perlat, m 1984. Aceste perle sunt realizate din mase plastice (87) sau âlte **matenale care ard fâra** reziduuri Wilshire şi Ferreura citat de (252))

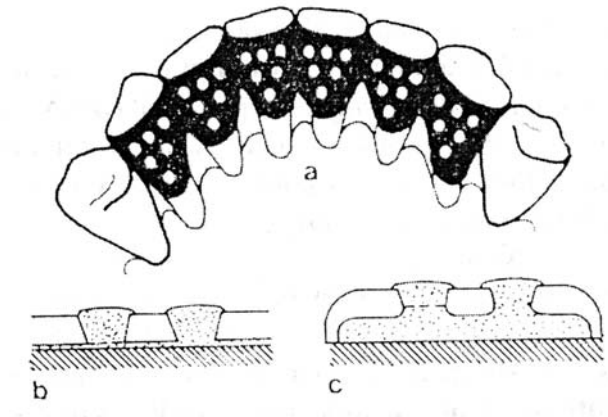
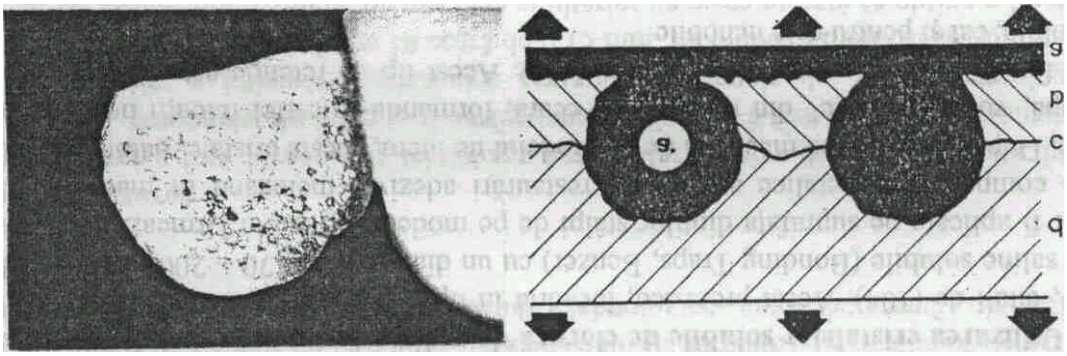


Fig. 23.17. Macroretenții sub formâ de orificii (scheme):
a.atelădeimobilizareagrupuluifrontalinferior; -
b. secțiune prin îmbinarea adezivă la nivelul orificiilor tronconice; c. modificarea configurației plâcuțelor orale şi orificiilor

Zona de retenție este cea subecuatorială (fig. 23.18.B). Modul de lucru cu acest sistem de retenție este foarte uşor şi anume, se aplică adeziv pe suprafețele preparate ale modelului de lucru, se presară perlele pe aceste suprafețe, se îndepărtează excesul de perle şi după uscarea adezivului se aplică un film de ceară sau masă plastică, conformând macheta componentei metalice a viitoarei **RPFA.**

Un dezavantaj major al retențiilor perlate este reprezentat de faptul că ele sunt retentive doar subecuatorial. Komer, citat de (89) a demonstrat că la încercări de tracțiune adezivul cedează la nivelul ecuatorial al retențiilor, zona subecuatorială rămânând aderentă de suprafața metalică sablată (fig. 23.18.B). De aceea, se recomandă îndepărtarea zonelor supraecuatoriale la piesa metalică tumată, prin aceasta obținându-se astfel şi o scădere a grosimii elementelor de agregare. Restaurările protetice fixe adezive cu retenții perlate au fost denumite de Rochette. **(136) „beaded bondlay".**



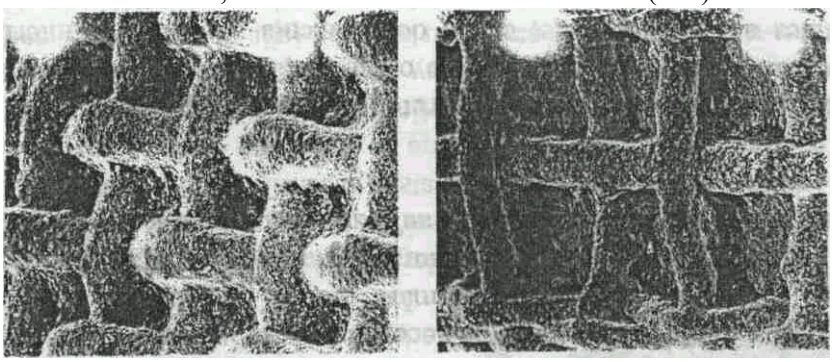
A B

Fig. 23.18. Retențiile perlate; A. imagine MEB a unui intrados (155); B. schema unei îmbinări adezive (a. suprafața metalică sablată şi prevăzută cu retenții perlate; b. zonă retentivă subccuatorială; c. linia de fractură a adezivului; d. zonă neretentivă supraecuatoriala) (23).

• Grilele (plasele)

Grilele au fost introduse m tehnologia agregărilor adezive de Jorg Heinenberg (1983), citat de (136). 0 grilă cu ochiuri de mărimi diferite, din poliester sau nylon se fixează pe suprafața internă a filmului de ceară care reprezintă macheta componentei metalice a viitoarei **RPFA.**

Pe piață există două sisteme de grile care au cea mai largă răspândire m acest sens, şi anume Duralingual (Unitek Monravia, Califomia) - fig. 23.19.a şi Klett-o-Bond (Renfert) - fig. 23.19.b. Grilele se diferențiază după mărimea ochiurilor, Klett-o-Bond fiind cu ochiuri mari (155).



a **b**

Fig. 23.19. Macroretenții sub fonnâ de grile: a. Duralingual (MEB); b Klett - o - Bond (MEB) (155).

Restaurările protetice fixe adezive cu elementele de agregare condiționate cu grile au fost denumite de Rochette (136) „gridded bondlay".

• Rugozitățile i

Rugozitățile se obțin prin utilizarea la nivelul intradosului elementelor de agregare[1]'® **cristalelor solubile sau insolubile.**

Cristalele insolubile (de exemplu, cele comercializate de firma Bredent, cu dimensiuni de 0,2 , 0,5 , şi 0,8 mm), se lipesc pe mtradosul machetei cu ajutorul unui adeziv care le dizolvă parțial, după care le imobilizează puternic. După ambalare şi tumare, aceste cristale se transformă într-un relief pronunțat retentiv, prin plus de aliaj. în țara noastră, şcoala timişoreană de stomatologie a realizat primele colaje cu elemente de agregare condiționate în acest mod (25,

Utilizarea cristalelor solubile de clorură de sodiu a fost preconizată de Moon şi Knap, m 1983, citați de (104). Acest procedeu, încadrat în tipul retențiilor macromecanice, utilizează cristale saline solubile (Bonding Traps, Benzer) cu un diametm de 170 - 200 *[im* (fig. 23.20.a), care vor fi aplicate pe suprafața dinților stâlpi de pe modelul de lucm. Urmează modelarea din ceară a componentei metalice a viitoarei restaurări adezive, incluzând în machetâ cristalele solubile. După îndepărtarea machetei de pe modelul de lucru, aceste cristale, datorită solubilității lor în apă, vor fi „spălate" din macheta de cearâ, formându-se astfel retenții negative la acest nivel - fig. 23.20.b (Benzer 1985, citat de (16)). Acest tip de retenție este indicat atât pentm aliaje nobile, cât şi pentru cele nenobile.

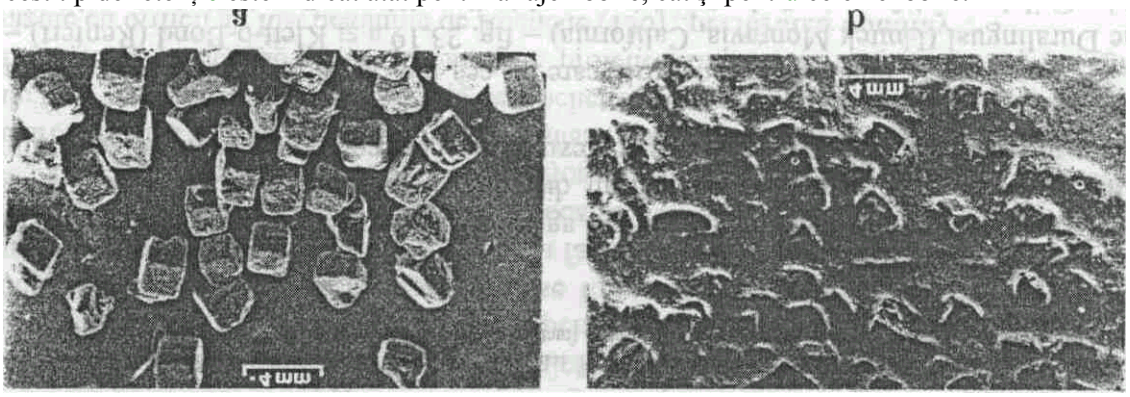


Fig. 23.20. Macroretenții sub formâ de rugozitâți obținute prin utilizarea cristalelor solubile: a. cristale de clorurâ de sodiu (MEB); b. intradosul unui element de agregare (MEB) (155).

Şi acest tip de retenție macromecanică necesită o grosime destul de mare a elementelor de agregare, deci un spațiu suficient. 0 conformare gracilă, profilactică din punct de vedere parodontal, este foarte greu de realizat. Restaurările protetice fixe adezive cu elementele de agregare condiționate prin utilizarea cristalelor au fost denumite de Rochette (136) **„roughened bondlay".**

Limite ale agregării prin intermediul retențiilor macromecanice (155)

Capacitatea unui adeziv de a se lega de o suprafață cu retenții macromecanice depinde atât de retentivitatea acestei suprafețe, cât şi de rezistența adeziunii la interfață la solicitări mecanice.

Sub acțiunea forțelor de tracțiune pot apare fîsuri/fracturi în zonele deficitare de la nivelul structurii respective. Probabil câ materialul compozit este extras din zonele cu retentivitate

scăzută, iar în zonele cu retentivitate crescută apar fracturi în grosimea adezivului datorită tensiunilor interne. Sub acțiunea forțelor de forfecare adezivul cedează, acesta nefiind extras din retentivități, dacă nu are o elasticitate corespunzătoare. Cu cât zonele retentive sunt mai extinse, cu atât legătura metal/aliaj - adeziv va fi mai rezistentă.

Un alt factor important pentru rezistența legături adeziv-aliaj este reprezentat de **viscozitatea adezivului,** deoarece unul prea vâscos nu poate pătrunde în toate retentivitățile create. De asemenea, şi coeficientul de dilatare termic al celor două materiale are o importanță deosebită, deoarece m timpul reacției de polimerizare exoterme şi datorită contracției polimerului, pot apare dehiscențe între cele două suprafețe de îmbinat.

2. *Microretențiile*

In dorința de a obține elemente de agregare cât mai subțiri, cercetările au fost concentrate asupra găsirii unor modalități de îmbunătățire a adeziunii la intradosul elementelor de agregare, care s-au concretizat m gâsirea unor soluții tehnologice care determină obținerea de **microretenții.**

• Metalizarea

Metalizarea a fost introdusâ m tehnologia agregărilor adezive de către Rochette, m 1975 (135). Procedeul, preconizat de Schoop şi perfecționat de Schori, a fost introdus în stomatologie de Saragossi, pentru a îmbunătăți adeziunea ceramicii la aliajele de Ni-Cr. Tehnologic, se realizează folierea modelului de lucru cu ceară de 0,15 mm. Pe modelul duplicat se obține o zonă m relief, iar corespunzător acesteia, pe machetâ şi ulterior pe piesa tumată se obține o lojetă care va fi ocupată de microretențiile depuse prin metalizare (fig. 23.21.), acestea având diametrul de 100 pm.

Şi în cazul metalizării, periferia elementelor de agregare trebuie să fie în contact intim cu suprafața dentară. în țara noastră, această modalitate de retenție în restaurările adezive, a fost realizată pentru prima dată de către Bratu şi colab. (23).

• Gravajul acid electrolitic

Procedeul a fost elaborat în anul 1981 de către McLaughlin (101), Thompson, Del Castillio şi Livaditis (157), autorii pomind de la ideea lui Tanaka şi colab. (153) publicată în 1979, referitoare la coroziunea punctiformă. Procedeul a fost pus la punct pe un aliaj Ni-Cr-Be (Rexilium III).

Fig. 23.21. Microretenții obținute prin metalizare (MEBxlOOO) (23).

Pentru realizarea gravajului acid electrolitic, intradosul elementelor de agregare se sablează cu corindon (de obicei 50 pm). Suprafețele aliajului care nu trebuie gravate se acoperă cu ceară. Piesa proteticâ se leagă apoi la anodul (+) unei instalații de gravaj, cufundându-se în baia instalației care conține o soluție acidă specifică aliajului respectiv. între electrozii instalației se aplică o tensiune, închizându-se astfel circuitul prin baia acidâ şi determinând astfel migrarea ionilor de pe suprafața metalică spre catod (-).

Tensiunea curentului şi timpul de gravaj variază m funcție de aliaj, concentrația acidului şi de tipul instalației. Fiecare tip de aliaj necesită utilizarea unei soluții dintr-un anumit acid (cel mai frecvent N2804 sau HNOs), având o anumită concentrație, precum şi o anumită densitate de curent (măsurată în mA/cm^2). Stabilirea densității de curent optime necesită evaluarea cât mai exactă a suprafeței totale a intradosului elementelor de agregare.

Un mare dezavantaj al gravajului acid electrolitic îl constituie faptul că o eroare de 20 % în estmiarea suprafeței de gravat generează aceeaşi valoare a erorii densității de curent. Astfel, se poate risca foarte uşor situarea într-o **zonă de electrolustruire,** efect contrar celui urmărit. m cazul aliajelor nobile, gravajul acid electrolitic aplicat solitar nu determină obținerea unor microretenții satisfăcătoare. **In consecință, utilizarea acestei tehnologii se face cu precâdere la aliajele care se solidifică într-o structură multifazică, adică cele nenobile (158).**

Cele mai fayorabile microretenții se obțin la aliajele Ni-Cr-Be, care sunt însă din ce m ce mai puțin utilizate datorită efectelor nocive (alergice, cancerigene), induse de Ni şi Be. Aspectul microscopic al unor aliaje gravate acid electrolitic este redat în figura 23.22. Acest tip de retenții micromecanice este indicat în protetica restaurărilor adezive (158, 159, 160), prezentând următoarele avantaje:

• întreaga suprafață a intradosului elementelor de agregare poate fi utilizată ca zonă retentivă pentru adeziv. Fețele exterioare ale elementelor de agregare, care nu trebuie gravate vor fi izolate cu ceară sau cu un lac special înainte de începerea procedeului de condiționare galvanică a componentei metalice.

• este permisă realizarea mijlocelor suplimentare de fricțiune în smalț (şanțuri, trepte etc.), care pot fi reproduse m componenta metalică şi gravate ulterior. Uşoara reducere a suprafeței metalice m timpul condiționării electrolitice, m medie cu 16 \x*m* nu compromite efectul de creştere a îricțiunii a acestor elemente suplimentare de ancorare macromecanică.

Gravarea componentei metalice se poate face şi fără aparate electronice costisitoare. Există în comerț sisteme care permit realizarea acestui procedeu şi m cabinetele stomatologice. Acizii utilizați se găsesc sub formă de soluție (de exemplu, Assure-Etch - Williams Gold Refining Co., Inc.) sau gel (de exemplu, Met-Etch - Austenal Dental Products Ltd.). Pentm a creşte eficacitatea, acestea trebuie încălzite. Rezistența legăturii compozit - suprafață metalică gravată chimic este la fel de bună, dacă nu superioară decât m cazul gravajului electrolitic (Livaditis 1986, Atta şi colab 1987, citați de (155)). La noi m țară, contribuții la gravajul acid electrolitic al aliajelor nenobile şi-au adus Bratu şi colab. (28).

Restaurările protetice fixe adezive condiționate prin gravaj acid electrolitic au fost ctenumite de Rochette (136) **„etched bondlay",** iar m literatura americană de specialitate sunt cunoscute sub denumirea de Maryland bridge.

• Condiționarea suprafețelor metalice cu laseri

Diversificarea aplicării laserilor în tehnologiile stomatologice a facut posibilă şi apariția condiționărilor suprafețelor metalice cu laseri. Iradierea trebuie efectuată sub un anumit unghi, determinând obținerea unor microretenții uniforme. Această modalitate de condiționare realizează microretenții uniforme, cu o profunzime asemănătoare celei obținute prin sablare, prin care se obțin însă microretenții neuniforme.

• Sablarea

Procedeul a fost introdus în tehnicile de colaj de către Kuhl şi Renk (86), Renk şr Hartmann (130), în 1982, Renk şi Holste (131). Faptul că există adezivi cu afmitate dublă, care se leagă chimic atât de suprafețele metalice, cât şi de țesuturile dure dentare, a simplificat mult tehnicile de condiționare a intradosurilor componentei metalice. Astfel, m acest caz este suficientă sablarea intradosurilor elementelor de agregare cu particule de corindon 50-250 um (155). Particulele au diferite forme, cu suprafețe multiple, iar muchiile şi unghiurile sunt mai mult sau mai puțin exprimate. **Rezultate deosebite ale rezistenței îmbinării adezive s-au**

obținut la sablarea cu corindon cu particule de 50 ^m (8, 166). Sablarea se produce sub o presiune de 3 - 3,5 bari, obținându-se o suprafață metalică cu microretentivități proporționale cu dimensiunea particulelor de corindon utilizate (fig. 23.23.a). Astfel, suprafețele sablate cu particule cu granulație mare oferă zone retentive mai crescute decât cele prelucrate cu particule fme (Marx şi Schwikerath 1985 citați de (16), (166)).

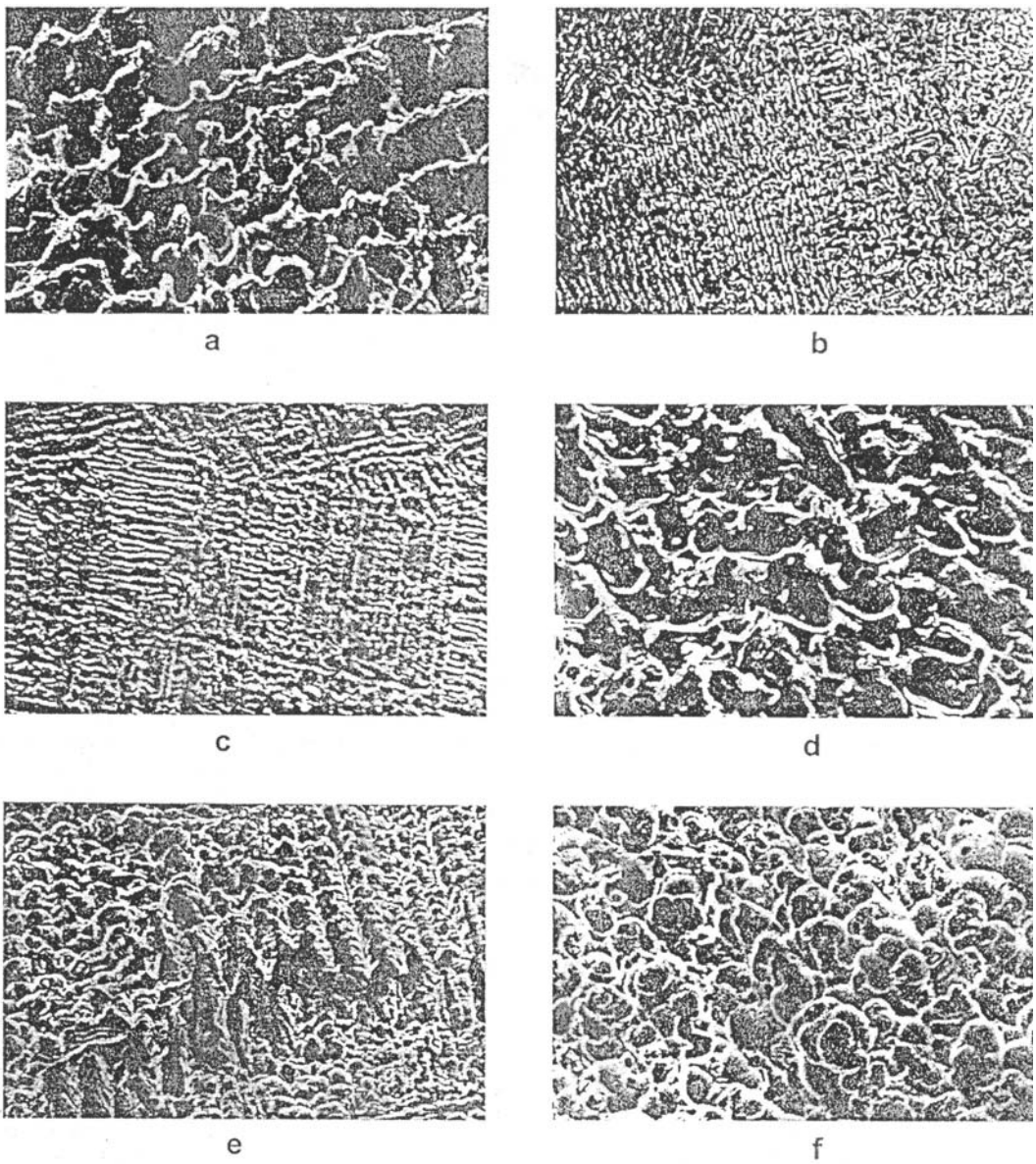


Fig. 23.22. Aspecte microscopice ale unor suprafețe gravate electrolitic: a. aliaj Ni - Cr - Be (Bondiloy, Krupp), MEB x 2030; hnagine la stereomicroscop; se observă haşura oblică a suprafeței (x 157,5); c. model de gravaj cu haşură oblică, cu microretenții aparetit favorabile (x 208); d. detaliu din c.,, care arată calitatea necorespunzătoare a microretențiilor (MEB x 2030);e. suprafață care include zone negravate (MEB x 2030); f. detaliu din e (155).

La procedeul de sablare se pretează foarte bine aliajele pe bază de Ni-Cr (155). Acest procedeu nu necesită aparatură costisitoare şi este foarte simplu de executat, comparativ cu gravajul acid electrolitic, fiind excluse eventualele greşeli de manipulare (Pfeiffer şi Schwikerath 1985, Marx şi Dehnen 1986 - citați de (16)). Trebuie avut în vedere însă faptul că, conform

rezultatelor obținute in vitro, rezistența îmbinărtii adezive a unei suprafețe metalice sablate este inferioarâ față de una gravatâ electrolitic, cel puțin la adezivii pe bazâ de Bis - GMA (48, 119, 166). In rest, sablarea prezintă toate avantajele retențiilor micromecanice, ca şi m cazul gravajului electrolitic, dacă se respectă indicațiile cu privire la granulația particulelor, presiunea, intensitatea şi durata sablării. De menționat că suprafețele sablate se pot ulterior silaniza.

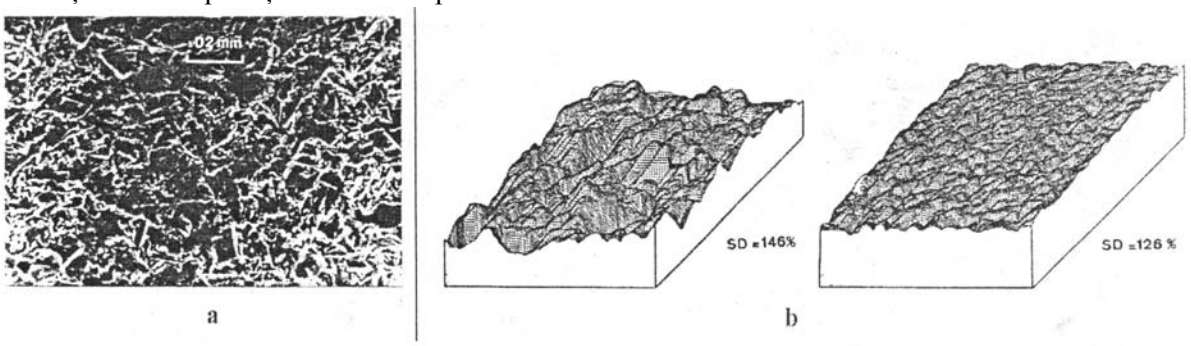


Fig. 23.23. Aspecte ale sablârii: a.imagine MEB a unui element de agregare condiționat prin sablare; b. profilometrie tridimensionalâ a unei suprafețe sablate (stânga) şi gravate acid electrolitic (dreapta). Se observa microgeoinetria mai finâ în cazul gravajului acid electrolitic, dar creşterea suprafeței de colaj este mai mare după sablare (t'ață de o suprafață planâ, creşterea este de 146%, t'ață de 126%).

• Gravajul chimic

Dezavantajele majore ale gravajului acid electrolitic, reprezentate de necesitatea dotării laboratorului cu o instalație de gravaj costisitoare, ca şi riscul situării într-un domeniu de electrolustruire, i-au determinat pe Love şi Breitman (95) ca în 1985 să înlocuiască această modalitate de condiționare cu gravajul chimic. în acest sens, autorii au utilizat o soluție alcoolică de acid azotic (50 %), acid clorhidric (25 %) şi alcool metilic (25 %), atât pentru gravajul unor aliaje nobile (Au-Pd şi Pd-Ag), cât şi nenobile (Ni-Cr-Be, Rexilium III). La încercări de forfecare, Love şi Breitman (95) au găsit valori mai mari decât cele obținute prin gravaj acid electrolitic, concluzii similare cu cele ale lui Livaditis (1986) Kreuger şi colab. (84) au raportat că adeziunea depinde de numărul de aplicări ale agentului de gravaj şi de temperatura acestuia.

3. Condiționarea chimicâ

Cu sistemele de retenție macro- şi micromecanice descrise se obține o îmbinare adezivâ căreia, sub acțiunea diferitelor solicitâri, îi scade rezistența la oboseală. De aceea este de dorit să se obțină o legătură chimică între adeziv (de exemplu, un ciment diacrilic) şi aliaj. Au fost încercate o serie de procedee în acest sens (oxidare, metalizare, ceramizare, cositorire, silanizare, silicatizare etc.), dar până m prezent nu s-au impus decât câteva dintre acestea.

La nivelul suprafeței aliajelor se formează două tipuri de legături chimice: **intrefacială, care presupune depunerea unor straturi pesuprafața aliajului (de exemplu, prin cositorire sau silicatizare) şi adezivă, prin utilizarea unor polimeri adezivi speciali.**

Aliajele, în general, formează m mediu umed m prezența oxigenului pe suprafața lor diferiți oxizi, oxihidrați sau hidroxizi, deci legarea adezivului nu se face direct de aliaj, ci prin intermediul atomilor de carbon de stratul de oxizi. Acest strat de oxizi determină obținerea unei legături inițial bune, datorită caractemlui său polarizat, a interacțiunilor de tip dipol-dipol şi a efectelor de polarizare.

Luând m considerare însă condițiile mediului bucal, stabilitatea la hidrolizâ a interfeței aliaj-adeziv este una din cerințele obligatorii, care însă m cazul adezivilor pe bazâ de **Bis-GMA** uzuali este de multe ori precară. Metodele de condiționarea a intradosurilor metalice în scopul obținerii unei legături chimice cu adezivul sunt de tip multilayer, m care se urmăreşte de fapt

realizarea unei legături chimice între diferitele straturi subiacente. Dintre condiționările de tip multilayer cunoscute la ora actuală, cea mai importantă şi cu rezultatele cele mai bune o constituie **silicatizarea suprafețelor metalice** (80).

Redâm m continuare cele mai utilizate procedee de condiționare chimică a intradosului elementelor de agregare, ținând cont de perioada m care au fost elaborate.

• Silanizarea

Procedeul utilizează silanii, care sunt compuşi organici ai siliciului, cunoscuți m tehnică sub diferite denumiri: **primeri (primers), agenți de cuplare (coupling agents), agenți de îmbunătățire a aderiunii (adhesion promoters).** Silanii corespund formulei generale R-Si-(OR')3. Prezintă atât gmpe organo-funcționale nesaturate (-R), de care se leagă în cursul reacției de polimerizare adezivul, cât şi grupe silico-funcționale hidrolizabile (OR'), care permit legarea silanului de grupările -OH ale stratului de oxizi metalici ai suprafeței aliajului, de obicei după realizarea hidrolizei silanului şi formarea silanolului. Cei mai cunoscuți organosilani hidrolizabili sunt comercializați de firma Union Carbide. Dintre aceştia, rezultate foarte bune în agregările adezive sunt date de 3-metacriloiloxipropil -1-trimetoxisilan, comercializat sub denumirea de A-174 (23)

Prin hidroliză, silanii se transformă în silanoli. Legarea silanilor sau silanolilor de substratul metalic se face, m proporții variabile, prin legături chimice (covalente), punți de hidrogen sau Me-O-Si. La polimerizarea adezivului (de exemplu, un ciment diacrilic), gmparea organo-funcțională (-R) a silanului sau silanolului participă la reacție împreună cu gmpările metacrilice ale monomerilor, asigurând astfel legarea chimică de matricea organică a adezivului.

Primul autor care a utilizat silanizarea în tehnicile de colaj a fost Rochette, In practică se utilizează soluții proaspete de silanoli, care se depun la nivelul intradosului elementelor de agregare imediat înaintea fazei clinice de colaj (imediat anterior preparării adezivului). Silanizarea se poate asocia cu orice tip de retenție mecanică. Punțile adezive la care retenția la dinții stâlpi este îmbunătățită prin silanizare au fost denumite de Rochette (136) **„primed bondlay".**

• Oxidarea

Procedeul a fost propus de Masuhara (1983), citat de (136), împreună cu adezivul Super - Bond (Sun Medical), pe bază de 4-META. Dezavantajul este reprezentat de faptul că fiecare aliaj are o oxidare specifică. Procedeul nu s-a impus m tehnologia **RPFA.** Aliajele de aur tip P/, care se pretează la realizarea de agregâri adezive trebuie încălzite peste 650°C în vederea formării unui strat de oxizi (154).

Restaurările protetice fixe adezive condiționate prin oxidare au fost denumite de Rochette **(136) „oxidized bondlay".**

• Ceramizarea

Ceramizarea fost propusă de K. Marcula (1984), citat de (33), fiind cunoscută în literatura de specialitate sub numele de legătura Cottbus. Metoda constă în ardrerea unui strat de ceramică pe suprafața metalică sablatâ a intradosului elementelor de agregare. Peste stratul de ceramică se aplică un silan. Ceramica se arde la 800-1000 °C, temperatură la care are loc un proces de difuziune a ionilor metalici, formându-se astfel o zonă de trecere între aliaj şi ceramică. Procesul este însoțit de reacții complexe de oxidare şi reducere. Rugozitățile stratului de ceramică

realizează multiple microretenții favorabile adeziunii polimerilor de fixare. Nici acest procedeu nu s-a

impus în tehnologia protezelor fixe adezive.

• Cositorizrea (stanizarea)

în 1984, Masuhara şi Yamashita, au demonstrat că polimerii adezivi Super-Bond şi Panavia EX prezintă o adeziune putemică şi stabilă, dacă pe suprafaţa aliajului se aplică prin electrodepunere un strat de staniu (0,5-2 pm), care se oxidează spontan în contact cu aeml sau indus (sub acţiunea unei soluţii de peroxid de hidrogen), pe o adâncime de 20 Â. Acest strat se poate ulterior silaniza. Forţa de adeziune între oxizii de staniu şi silani este înjur de 250 kg/cm .

Sistemele **OVS** (Opaquer Verbund System, al firmei De Trey Dentsply, Kura - Ace (Kuraray), **Micro-Tin** (Danville Engineering), **Multiplater** (Unitek) se bazează pe acestă metodâ. Rezistenţa legăturii adeziv-aliaj nu depinde de sistemul utilizat (72).

Cositorirea se aplică în cazul aliajelor nobile, diferiţi cercetători demonstrând că, de exemplu, **adeziunea adezivilor Panavia sau Panavia 21 este mai mare în cazul condiţionării prin cositorire decât numai prin sablare** (154). Cositorirea nu este necesar a se aplica aliajelor nenobile, la care sablarea este suficientă.

Restaurările protetice fixe adezive condiţionate prin cositorire au fost denumite de **Rochette (136) „tinned bondlay".**

• Depunerea unui strat intermediar de silicaţi

Depunerea unor substraturi de silicaţi (SiOx) sau silicaţi cu componentă (SiOx-C) se poate realiza prin mai multe procedee: evaporarea oxidului de siliciu în prezenţa oxigenului, pulverizarea dioxidului de siliciu sub acţiunea curenţilor de înaltă frecvenţă, procedeul CVD (Chemical Vapor Deposition), descompunerea în gaz de electroni a unor compuşi pe bază de siliciu, depunerea termică a compuşilor pe bază de siliciu (silicatizarea). Dintre aceste procedee, cel mai utilizat este **piroliza compuşilor pe bază de siliciu** (silicatizarea), concretizată prin **tehnicile Silicoater.** Elaborarea acestei tehnici are la bază cercetările unui protetician (R. Musil) şi ale unui chimist (J. Tiller), care au fost fmalizate m 1984. Există două procedee Silicoater:
classico (varianta iniţială) şi MD.

Procedeul Silicoater classico (Heraeus-Kulzer) constă m depunerea unui strat de SiOx-C pe intradosul sablat al elementelor de agregare. Acest strat se obţine prin piroliza unui amestec de aer şi compuşi silico-organici, conform reacţiei:

$$Si(OR)4+02 \longrightarrow SiOx\text{-}C + C02 + H20$$

Procedeul termic Silicoater MD reprezintă de fapt o perfecţionare a sistemului Silicoater classico, la care stratul de SiOx - C este depus prin piroliză pe suprafaţa sablată în prealabil a componentei metalice, peste care se aplică un silan compatibil cu polimerul utilizat la placare. Legătura aliaj-polimer realizată astfel s-a dovedit a fi extrem de rezistentă îndeosebi m cazul aliajelor nenobile ce conţin ioni de Cr^ (118).

K Legătura dintre aliaj şi stratul de silicaţi este foarte stabilă. Legarea **CD** de stratul de silicat se face între gmpările metacrilice ale cimentului şi gmpările metoxi ale unui silan bifuncţional - de exemplu, 3-metacriloxipropil trimetoxisilan - A 174 (pe partea stratului de silicat).

Gmpările metoxi ale silanului formează prin condensare o legătură chimică cu stratul de silicat, iar grupârile metacrilice ale silanului copolimerizează cu monomerul cimentului diacrilic

pe bază de Bis-GMA. Astfel, prin intermediul silanului, se realizează o legătură chimică între ciment şi stratul de silicat depus pe suprafaţa aliajului.

Tehnica Silicoater MD poate fi aplicată atât aliajelor nobile (pe bază de aur şi Ag-Pd), cât şi celor nenobile (Ni-Cr-Mo şi Co-Cr), din punctul de vedere al aliajelor fiind o tehnică universalâ. Această tehnicâ creşte rezistenţa la forţele tangenţiale care se exercită la nivelul interfeţei aliaj/adeziv. **RPFA** condiţionate prin silicatizare au fost denumite de către Rochette (136) **„silicoated bondlay".**

- Tehnica Rocatec

Tehnica Rocatec a fost lansatâ de firma ESPE în anul 1988 şi a apărut ca o replică la tehnicile Silicoater. Principiul metodei se bazează pe realizarea unor legături micromecanice şi chimice între suprafaţa metalicâ şi adeziv.

Principiul de bază al procedeului Rocatec constă m depunerea tribochimică a unui strat de sticlă ceramizată printr-un proces de sablare. Suprafaţa aliajului va fi astfel „implantată" cu compuşi de siliciu.

Tehnica Rocatec prezintă o serie de avantaje faţă de tehnicile Silicoater:

- este mai simplă;
- stratul de sticlă ceramizată este decelabil şi macroscopic;
- procedeul se desfaşoarâ la temperatura camerei;
- preţul de cost este relativ scăzut.

4. Tehnici combinate

Există posibilitatea combinării mai multor modalităţi de condiţionare a intradosului îlementelor de agregare. Astfel, macroretenţiile de tipul orificiilor, retenţiilor perlate, mgozităţilor şi plaselor se pot asocia cu sablarea şi, opţional cu silanizarea. Sablarea şi gravajul icid electrolitic pot fi completate cu silanizarea.

23.2.5.1.2. INTERFAŢA ALIAJ-ADEZIV

Interfaţa dintre diferitele aliaje implicate într-o agregare adezivă şi adezivi îmbracâ ispecte diferite, în funcţie de natura aliajului, modalitatea de condiţionare a acestuia, îrecum şi în funcţie de tipul adezivului utilizat (71).

La nivelul acestei interfeţe există solicitări de tracţiune, compresiune şi forfecare. Dintre icestea **interesează cu precădere rezistenţa la tracţiune şi forfecare.** Rezistenţa la tracţiune şi brfecare trebuie să fie de **minimum 20 MPa** (61, 75). La încercarea de tracţiune, valorile ideziunii pentru elementul de agregare cu orificii se situează înjurul valorii de 1,74 MPa, mult nai scăzute decât cele obţinute prin sablare. Grilele şi gravajul acid electrolitic prezintă la ncercâri de tracţiune valori aproximativ identice (56).

Cu cristale solubile, la încercări de forfecare s-au obţinut valori medii de 20,9 MPa, ;omparabile cu cele ale probelor gravate electrolitic. Utilizarea silanilor permite creşterea ideziunii polimerilor la aliaj (108).

Rezistenţa legăturii adeziv - aliaj gravat acid este diferitâ m funcţie de aliajul şi de baia lectrolitică utilizată. Tay (155) prezintă următoarele valori pentru rezistenţa acestei legături:

liaj Ni-Cr-Be - 20-30 MPa, aliaj Ni-Cr- 20-30 MPa, aliaj Co-Cr 17-20 MPa.

Moon, în 1984 (104), a obținut în cazul componentei metalice gravate acid electrolitic o rezistență la forfecare a îmbinării adezive cu valoare medie de 20,9 MPa (213 kp/cm), comparabilă cu cea obținută în cazul retențiilor negative, de tipul cristalelor solubile.

Alsobrook şi colab. (3) şi Nykamp şi colab.(112) raportează obținerea unei rezistențe la fractură a legăturii aliaj-ciment diacrilic m cazul componentei metalice gravate electrolitic, egală cu cea obținută în cazul intradosului elementelor de agregare conformat sub formă de grile, în timp ce Forbes şi Horn (57) găsesc valori superioare m cazul macroretențiilor sub formâ de grile.

în cazul microretențiilor obținute prin gravaj acid electrolitic, Livaditis şi Thompson în 1982 (94), în condiții de laborator, au obținut pentru aliajul nenobil Rexilium III valori ale rezistenței la tracțiune în medie de 27,3 MPa (278 kp/cm^2). Thompson şi colab. în 1984, citați de (16), au obținut pentru diferite aliaje de Co-Cr valori ale rezistenței la fractură a îmbinârii adezive între 18 MPa (184 kp/cm^2) şi 25 MPa (255 kp/cm^2). Pentru un aliaj Ni-Cr (Litecast B), Thompson şi colab. în 1985 (161), în funcție de condițiile electrolitice şi de compoziția soluțiilor acide, a obținut valori ale rezistenței mecanice de până la 32,4 MPa (330 kp/cm^2). Zidan, în 1985 (170) a testat diferite aliaje de Co-Cr şi Ni-Cr şi a obținut rezultate condiționate de aliaj între 8 MPa (82 kp/cm^2) şi 65 MPa (663 kp/cm^2). Pentru aliaje pe bază de Au-Pd, Pfeiffer şi Schwickerath, în 1986 (120), în funcție de durata ciclurilor termice şi condițiilor de umiditate în care au fost testate probele, au obținut valori ale rezistenței legăturii aliaj-ciment diacrilic între 1 MPa (10,2 kp/cm^2) şi 7 MPa (71,4 kp/cm^2).

în cazul aliajelor pe bazâ de Ni-Cr s-a demonstrat câ rezistența îmbinărilor adezive este mult superioarâ la intradosurile gravate electrolitic decât la cele sablate (Dhillon şi colab. 1983, Pfeiffer 1986, Thompson şi Pfeiffer 1986, Wiltshire 1986, citați de (16)).

în 1995, Kem şi Thompson (79) au măsurat rezistența la tracțiune a şase adezivi aplicați pe titanul pur. Rezultatele, după imersarea m salivâ artificială izotonică timp de 1, 30 şi 150 zile (fiind efectuate şi termocicluri în ultimele două situații, între 5 - 55°C) au fost următoarele:
rezistența la tracțiune a adezivilor pe bazâ de Bis - GMA aplicați pe suprafețe sablate a fost semnificativ mai mică decât în cazul adezivilor care determină şi o adeziune chimică (Panavia), descrescând puțin în timpul imersiei de 150 zile. Silanizarea suprafețelor sablate a determinat o creştere nesemnificativă a rezistenței la tracțiune şi o descreştere după imersie la valorile obținute în cazul suprafețelor sablate. Valori semnificativ crescute au fost obținute atât în cazul asocierii silicatizării cu adezivi pe bază de Bis - GMA cât şi în situația sablării asociate cu polimeri cu adeziune chimică.

Unii autori (4, 7, 59) recomandă testarea rezistenței la oboseală la nivelul interfeței, deoarece forțele intraorale sunt ciclice şi mai mici decât valorile maxime gâsite la studiile in vitro. Când o îmbinare adezivă este supusă unor solicitări ciclice, ea poate ceda chiar la valori subliminare.

Este unanim acceptată ideea că valorile adeziunii la interfață depind de tipul aliajului, modalitatea de condiționare a acestuia, adezivul utilizat şi de grosimea filmului de adeziv. Unele combinații specifice ale acestor factori pot da naştere la o adeziune optimă din punctul de vedere al cerințelor clinice, influențând în mare măsură longevitatea restaurârii adezive.

23.2.5.2. REALIZAREA COMPONENTEI FIZIONOMICE A INTERMEDIARULUI DIN MASE CERAMICE

în cadrul restaurărilor adezive, masele ceramice se pot utiliza ca mase de placare sau ca o tendință mai nouă, chiar pentru confecționarea întregii **RPFA** (sistemele In-Ceram şi Optec). Componenta fizionomică a intermediarului se poate realiza şi sub formă de coroanâ jacket ceramicâ ce se fixează prin intermediul unui adeziv (de exemplu, Superbond) (80).

în cazul placării unei componente metalice, trebuie avut în vedere câ, datorită temperaturilor mari din cursul arderii maselor ceramice, substructura metalică se poate deforma şi adaptarea **RPFA** pe câmpul protetic sâ necesite o serie de readaptări.

0 problemă de principiu se pune la **RPFA** de zonâ laterală, mai ales la cele care restaurează edentații molare, la care se ridică întrebarea: fața ocluzală a intermediarului trebuie sâ fie ceramicâ sau metalicâ? Exigențele fizionomice ar înclina balanța în favoarea maselor ceramice. Este cunoscut însâ faptul câ, majoritatea maselor ceramice de placare prezintă proprietăți mecanice (în special duritatea şi modulul de elasticitate), care fac ca forțele ocluzale să se transmită brutal interfețelor aliaj-adeziv, respectiv smalț-adeziv, care pot ceda. Punctul nostru de vedere este că, la aceste restaurâri, fețele ocluzale sâ fie metalice sau să se utilizeze, în cazul unor cerințe fizionomice deosebite sticle polimerice. Utilizarea **RDC** m general m zona posterioară, trebuie privită m prezent cu rezerve (29).

23.2.5.3. REALIZAREA COMPONENTEI FIZIONOMICE A INTERMEDIARULUI DIN RĂŞINI, STICLE POLIMERICE ŞI CEROMERI

• Răşini acrilice

Inițial, pentru confecționarea componentei fizionomice au fost utilizate **RA** clasice, de tipul polimetacrilatului de metil (23, 135). Aceste răşini, inițial cu polimerizare liniară şi ulterior reticulatâ (PMM Sevriton) prezintă proprietăți mecanice insuficiente şi instabilitate cromaticâ (49). Intermediarul se prezenta sub formă de casetă cu fațetă, sau sub formâ de bont pe care se cimenta o **CMMP** sau chiar o coroană jacket (23). Dezavantajele menționate au facut ca, odată cu apariția **RDC, RA să piardă tot mai mult teren, la ora actuală ele fîmd complet eliminate din tehnologia restaurârilor adezive. Fațetele realizate din RA pot fî înlocuite intraoral, prin tehnici directe, cu RDC.**

• Răşini diacrilice compozite

Produse inițial pentru utilizarea doar m cabinet, astăzi **RDC** au o pondere ridicată şi în laboratorul de tehnică dentară, reprezentând altemative mai ieftine ale componentelor fizionomice ceramice.

Din punct de vedere chimic, structura acestor **RDC** nu diferă de cele destinate utilizării directe m cabinet. Dintre produsele comerciale amintim, Dentacolor (Kulzer), Elcebond (Schutz Dental), Visio-Gem (ESPE), SR Isosit-PE, SR Isosit-N C+B, Chromasit şi Spectrasit (Ivoclar) etc.

Cu toate proprietățile mecanice superioare, utilizarea **RDC** pe fețele ocluzale ale intermediarilor în zona posterioară trebuie să se facă cu mult discemământ, întrucât păstrarea

stopurilor ocluzale la nivelul acestor materiale contiriuâ să râmânâ o problemâ foarte dezbătută (163).

• Sticle polimerice

Sticlele polimerice (polisticlele) au fost introduse recent, (în primăvara anului 1995, la expoziția IDS din Koln), ca un rezultat al derbyului continuu dintre polimeri şi ceramică. Primul reprezentant al acestui grup de materiale este **Artglass (Kulzer:)** (33). Odată cu acest material a apărut şi o nouă modalitate de condiționare a componentei metalice, concretizată m **sistemul Kevloc (Kulzer).**

Proprietățile fizico-mecanice specifîce produsului Artglass fac ca stratul de material, în cazul depunerii pe suprafețele ocluzale ale **RPFA** m zona posterioară, să amortizeze forța recepționată de dinții antagonişti, astfel încât la interfața aliaj-adeziv şi smalț-adeziv se transmit forțe atenuate

• Ceromeri

Există posibilitatea placării intermediarului şi cu o nouă clasă de polimeri destinată acestui scop, **ceromerii** (ceramic optimized polimer), din care face parte şi produsul Targis (Vivadent). Acesta poate fi utilizat atât la placarea componentelor metalice realizate din aliaje nobile (cu conținut crescut sau scăzut de aur), cât şi nenobile (inclusiv titan şi aliaje de titan).

23.2.6 SISTEME INTEGRAL POLIMERICE SI CERAMICE PENTRU RESTAURĂRI PROTETICE FIXE ADEZIVE

• Restaurâri protetice fixe adezive integral polimerice

Acest gen de restaurări adezive nu au componentă metalicâ turnată. Intermediarul, realizat în laborator din răşini acrilice sau diacrilice adaptat extemporaneu din dinții unei chei de culori se colează la dinții stâlpi prin intermediul unei răşini compozite (121). Armarea întregii construcții protetice se poate face cu plasă de sârmâ, polietilenă sau fibră de sticlă (de exemplu, produsul Fiberglas al firmei Polydentia). Longevitatea acestor **RPFA** in situ, cuprinsă între câteva luni şi doi ani (23, 148), a facut ca ele să fie utilizate **cu precădere m urgențele protetice** ale zonei frontale, când cerințele de menținere pe câmpul protetic sunt limitate (de exemplu, pe perioada de osteointegrare a unui implant) sau m situația unor condiții clinico-tehnice modeste sau ca restaurări provizorii.

• Restaurări protetice fixe adezive integral ceramice

Dorința de a realiza **RPFA** care să răspundă într-o mai mare măsură cerințelor fizionomice şi amploarea pe care au luat-o **SIC,** au determinat realizarea de **RPFA integral ceramice.**

Există două sisteme ceramice care se pretează la realizarea de restaurări adezive integral ceramice: **Optec şi In-Ceram.** Elementele de agregare pot îmbrăca în aceste cazuri forma unor plăcuțe orale clasice, a unor inlay-uri proximale sau a unor nervuri ceramice care culisează în

nişte şanţuri paralele, preparate la nivelul feţelor proximale ale dinţilor stâlpi (agregare exclusiv proximală).

Comportamentul la fractură al restaurărilor din In-Ceram este direct proporţional cu mărimea acestora. Caracteristicile mecanice ale acestui material impun necesitatea unor preparaţii peliculare mai accentuate, întrucât grosimea plăcuţelor orale trebuie să fie de cel puţin 0,5 mm (80). Ca o consecinţă, ocluzia adâncă acoperită reprezintă o contraindicaţie. Rata de eşec m primul an după inserare datorită erorilor de indicaţie este de 20-35%.

Fechtig şi Kern (1994) recomandă ca preparaţii, casetele proximale de tip inlay sau două puţuri proximale paralele, orientate cervico-incizal, având drept argumente inserarea mai exactă, stabilitatea rotaţională, stabilitatea primară şi retenţia mai bună a punţilor. Tot m 1994, Pospiech şi colab. (122) au concluzionat m urma unui studiu experimental că rezistenţa la fractură între intermediar şi elementele de agregare se obţine dacăjoncţiunea dintre acestea măsoară cel puţin 2,5 mm în sens vestibulo-oral şi 4,5 mm în sens cervico-incizal, importante fiind şi dimensiunea preparaţiilor dentare şi extinderea punţilor.

La punţile adezive integral ceramice zona cea mai slabă din punctul de vedere al rezistenţei mecanice o reprezintăjoncţiunea dintre elementele de agregare şi intermediar, nivel la care au loc, cel mai frecvent, fracturi m masa ceramică. Intradosul elementelor de agregare se microcondiţionează prin gravaj cu acid fluorhidric (5-9%), procedeul fiind urmat de aplicarea unui silan şi apoi de adezivul propriu-zis (30, 81).

Ceramica In-Ceram (Vita) prezintă o rezistenţă la încovoiere de 3-4 ori mai mare decât masele ceramice clasice, cu toate acestea înregistrându-se un procent destul de ridicat de eşecuri clinice (37, 72). Primii autori care au descris realizarea de **RPFA** integral ceramice din ceramică In-Ceram au fost Kem şi colab., în 1991 (76). Avantajele realizării scheletului dm ceramică rezidă în faptul că dinţii stâlpi nu-şi modifică nuanţa în gri şi că pot fi utilizaţi adezivi de culoarea dintelui, evitându-se cei opaci, care influenţează m sens negativ transluciditatea. în 1995, Kerschbaum (80) afirma că **PPF** de acest gen se află încă în stadiul de verificare clinică.

Ceramica In-Ceram conţine m proporţie de 74% volume (85% greutate) oxid de aluminiu, cu o reţea de pori de 0,3 (Jm (45). Densitatea componentei cristaline este foarte mare. m timpul preparării se realizează un contact strâns între particulele aglomerate de oxid de alumininiu, care m timpul fritării se leagă între ele în formă definitivă. Prin aceasta rezultă o rezistenţă la fracturare mai mare decât la celelalte mase ceramice, la care predomină faza de sticlă(32). Scheletele se realizează, asemănător cu cele din tehnica metalo-ceramică, iar rezistenţa lor după fritare permite prelucrarea la fonna dorită. Modelele se realizează din **In-Ceram Special Gyps** şi se solidarizează de o placă din oxid de aluminiu. Depunerea şi arderea maselor ceramice se face direct pe model (45). Pentru a îmbunătăţi propi.ietaţile mecanice ale ceramicii utilizate la realizarea scheletului restaurărilor, a fost propus m 1992 un amestec de 66% oxid de aluminiu şi 34% oxid de zirconiu.

In 1992, Kem şi colab., citaţi de (77) au propus ca variantă tehnologică pulverizarea pastei de masă ceramică pe model, nefumizând însă aprecieri referitoare la această metodă. într-un studiu publicat în 1995, pe un lot de 19 **RPFA** realizate din ceramică Optec şi urmărite timp de 34 ± 22 luni, Dumfahrt şi Schaffer (52) au găsit un singur eşec, prin fractura joncţiunii dintre plăcuţa orală şi intermediar. în acelaşi an, Kem şi colab. (77) au determinat faptul că atât în cazul **RPFA integral ceramice** (din In-Ceram) cât şi al celor cu componentă metalică, adaptarea marginală la nivel cervical (162,6 pm) este mai slabă decât la nivel incizal (107,4 pm).

Isidor şi colab. (1995) (74) au cercetat influenţa diferitelor metode de condiţionare a suprafeţelor din ceramică In - Ceram asupra rezistenţei la tracţiune a unor adezivi utilizaţi în tehnicile de colaj. După imersie în apâ timp de o săptămână şi 1000 de termocicluri între 15°C şi 60°C, rezistenţa la tracţiune a fost cea mai mare în cazul probelor condiţionate prin metoda Silicoater MD (farâ opaquer) şi colate cu cimentul diacrilic TwinLook (23,9 MPa) sau la probele sablate cu alumină (250 |Jm) şi colate cu Panavia EX (22,0 MPa).

Kem şi Thompson (78) au obţinut în acelaşi an rezultate convergente. Sablarea singură sau asocierea ei cu silanizarea nu determinâ o adeziune satisfacătoare a cimenturilor pe bază de Bis - GMA la probele din In-Ceram. 0 adeziune durabilâ se obţine doar prin asocierea tehnicii Rocatec cu cimenturi pe bazâ de Bis - GMA sau a sablării cu adezivul Panavia TC. Adeziunea realizatâ prin asocierea tehnicii Silicoater MD cu cimenturi pe bază de Bis - GMA scade după 150 zile de imersie în salivă artificială izotonică.

într-o publicaţie din 1996, Pospiech şi colab. (123) au propus prepararea dinţilor stâlpi pentm **RPFA integral ceramice** prin realizarea a două şanţuri longitudinale paralele pe feţele proximale adiacente edentaţiei, separate de 1 mm de smalţ intact. şanţurile trebuiesâ aibâ profunzimea de 0,8 - 1 mm şi lungimea de minimum 4 mm.

Absenţa la ora actuală a unor studii clinice pe termen lung îi determină pe majoritatea autorilor să nu recomande utilizarea RPFA integral ceramice în practica de

23.2.7. VERIFICAREA RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE ADEZIVE ÎN CAVITATEA BUCALĂ ŞI COLAJUL ACESTORA

Verificarea finală a **RPFA** urmâreşte asigurarea adaptării perfecte la nivelul dinţilor stâlpi, raporturile cu dinţii vecini şi relaţiile de ocluzie statice şi dinamice. **RPFA** cu o extindere mai mare de patru elemente necesitâ şi o verificare a componentei metalice înainte de aplicarea componentei fizionomice (10).

La **RPFA** de zonă anterioarâ este foarte important să se observe efectul culorii aliajului asupra dinţilor stâlpi (fig. 23.24.).

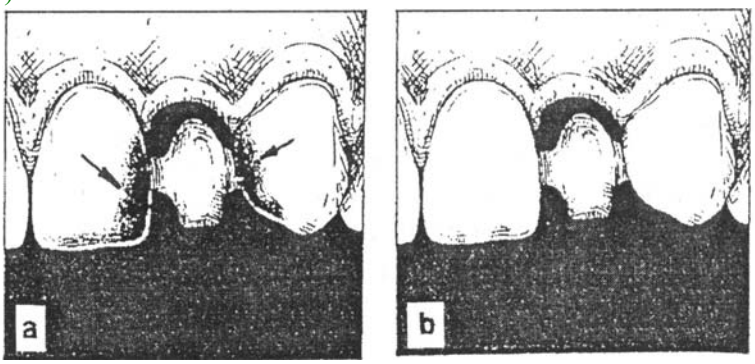


Fig. 23.24. Verificarea adaptării componentei metalice a unei RPFA: a. verificarea ftră adeziv, cu modificarea consecutivă a culorii dinţilor stâlpi; b. verificarea cu un adeziv tamponat, fâră influenţarea culorii dinţilor stâlpi.

In acest scop se va utiliza un adeziv opac, atât pentru a aprecia efectul de mascare a plăcuțelor orale cât şi pentru a aprecia efectul adezivului asupra culorii şi translucidității dinților stâlpi. Polimerizarea adezivului în timpul acestei faze este inhibată prin încorporarea unei mici cantități de eugenol. Adezivul poate fi cu uşurință îndepărtat atât de la nivelul smalțului (negravat acid !), cât şi de la nivelul intradosului elementelor de agregare. După această fază clinică urmează realizarea componentei fizionomice şi condiționarea elementelor de agregare (dacă retențiile nu au rezultat din faza de machetâ). După condiționarea elementelor de agregare, intradosul acestora nu mai trebuie contaminat m nici un fel, urmând faza de colaj cu ajutorul adezivilor. **Aşa cum în implantologia oralâ suprafața unui implant nu trebuie contaminată, nici intradosul elementelor de agregare nu trebuie poluat imediat înaintea colajului.**

23.3. ADEZIVI

Fixarea restaurârilor adezive de substructurile dentare preparate/nepreparate se face prin intermediul polimerilor adezivi, denumiți şi **cimenturi râşini (resin cements).** în evoluția lor, aceştia au parcurs mai multe etape, de la **RA** clasice, specifice începuturilor tehnicilor adezive, la **CD** şi adezivii speciali utilizați cu precădere în ultimul timp.

Indiferent de generația din care face parte, alegerea unui adeziv este influențatâ **de** mai mulți fâctori (113): ^

a) umectabilitatea. Ideal, pentru a adera cât mai bine de un aderent, adezivul trebuie să umecteze cât mai bine suprafața acestuia. Adeziunea interfacială se datorează **forțelor intermoleculare (Van der Waals şi legâturilor de hidrogen),** a câror razâ de acțiune este de ordin intermolecular, m primul rând fiind necesar un contact cât mai intim între adeziv şi aderent. Umectabilitatea este la rândul ei dependentă de energia superficială a adezivului, a aderentului, precum şi de energia interfacială.

b) perenitatea contactului dintre adeziv şi aderent. Pierderea contactului dintre aderent şi adeziv se poate datora unor cauze fizice sau mecanice. m plan fizic, adezivul trebuie să prezinte o **contracție de polimerizare cât mai mică** m scopul limitării tensiunilor interne sau interfaciale, **variații dimensionale minime la modificările de temperatură din cavitatea bucală şi o solubilitate minimă în fluidele bucale.** Din punct de vedere mecanic, adezivul trebuie să prezinte o bună rezistență la forțele masticatorii transmise prin intermediul restaurârii adezive.

c) proprietăți de utilizare. Adezivul trebuie sâ poatâ asigurajonc̦iuni dento-protetice cu grosime redusă, a căror limitâ de toleranță poate fi estimată la 100 |Jm. Opacitatea adezivului are rolul de a masca intradosul metalic al elementelor de agregare, scopul de a evita modificările cromatice ale dinților stâlpi. Contrastul cu țesuturile dure dentare facilitează îndepărtarea exceselor.

d) coeziunea adezivului trebuie sâ fie de 60 MPa (85):

Ideal, adezivul trebuie să prezinte un timp de lucru suficient de lung, dar un timp de

polimerizare care să nu depăşească 5 minute, fiindcă este foarte dificil de menţinut o piesă protetică sub presiune digitală constantă şi fară deplasări peste această durată.

e) în fine, adezivul nu trebuie să fie toxic.

în funcţie de perioada majoră de elaborare, în clinica agregărilor adezive au fost utilizaţi mai mulţi polimeri de fixare, care, din punct de vedere chimic sunt **RA, RDC** sau adezivi speciali, ultimii nominalizaţi în cap. 18.2.5. drept cimenturi răşini adezive.

• Răşini acrilice

Primele produse utilizate ca adezivi m clinica **RPFA** au fost **RA,** pe bază de **polimetacrilat de metil (PMMA),** prezente m sistem bicomponent pulbere-lichid, iniţial cu polimerizare liniară. Utilizarea **RA** în tehnicile adezive a devenit posibilă doar după valorificarea \unor progrese ale chimiei şi tehnologiei compuşilor macromoleculari, care au permis îmbunătăţirea proprietăţilor acestora. Pe baza cercetărilor lui Masuhara, a apârut m 1969 produsul Palakav (Kulzer), acesta fiind urmat ulterior de Orthomite Adhesive (Rocky Mountain Dental Products Co.). Seturile comerciale conţin monomer (metacrilat de metil, MM), polimer (polimetacrilat de metil, **PMMA),** catalizator (tri-n-butil bor), agent de gravaj acid (acid ortofosforic 65%) şi un agent de cuplare (silan). Produsele, autopolimerizabile, prezentau ca principale dezavantaje timpul relativ scurt de polimerizare, care restrângea evident timpul de lucm, adeziunea relativ scăzută chiar la smalţul gravat acid, proprietăţile mecanice intrinseci (rezistenţâ scăzută la tracţiune, compresiune, forfecare) scăzute, precum şi contracţia mare de polimerizare. Aceste dezavantaje au determinat concentrarea eforturilor cercetătorilor spre găsirea altor produse, care să răspundă într-o mai mare măsurâ condiţiilor impuse unor asemenea materiale. Astfel, au apărut **RA** cu polimerizare reticulată, reprezentantul generaţiei fiind produsul **PMM** Sevriton (De Trey), care a fost utilizat cu rezultate bune timp de aproape un deceniu, la Timişoara.

Deşi m unele situaţii clinice, rezultatele clinice au fost peste aşteptări (cel puţin referitor la longevitatea **RPFA** in vivo), dezavantajele **RA,** reprezentate de contracţia mare de polimerizare, absorbţia crescută de apă şi slaba adeziune la ţesuturile dure dentare şi aderenţii metalici, au determinat orientarea eforturilor cercetătorilor spre alte produse, derivate din grupul mare al răşinilor diacrilice compozite.

• Cimenturi diacrilice

După apariţia lor, **RDC** au pâtmns şi m acest domeniu, manifestându-şi m unele situaţii superioritatea faţă de polimerii acrilici neşarjaţi. Din punct de vedere structural, **RDC** conţin fază organică (monomeri de bază, monomeri de diluţie, iniţiatori de polimerizare, aditivi, stabilizatori UV), fazâ anorganică (umplutura anorganică) şi agenţi de cuplare silanici. Din gmpul vast al **RDC** s-a desprins ulterior o categorie aparte, destinată exclusiv fixării restaurărilor adezive, **cimenturile diacrilice (CD),** seria fiind deschisă de produsele autopolimerizabile, ulterior apârând materiale cu sistem dublu de iniţiere, auto- şi fotopolimerizabile (dual cure). Ca şi surse de fotopolimerizare se pot utiliza generatoare de lumină incoerentă (lămpile de fotopolimerizare) sau coerentă (laseri, care însă nu s-au impus în domeniul colajelor). Nu putem omite ultima realizare din domeniul surselor de fotopolimerizare şi anume **fotopolimerizarea rapidă printr-un fascicul luminos de plasmă.** Generatoml, Apollo 95 E a fost preconizat de acelaşi autor care a descoperit şi lansat ampreta optică, Fran^ois Duret (54).

Pentru obţinerea unei pelicule cât mai fine de ciment (10-18 pm), se utilizează particule de umplutură anorganică cu dimensiuni sub 5 |Jm, iar viscozitatea a fost scăzută prin scăderea

conținutului de fază anorganică. **CD** sunt superioare **RDC** convenționale în privința legării la smalț, respectiv aliaj. Unele **CD** conțin dioxid de titan şi oxid de aluminiu pentru creşterea gradului de opacitate (astfel încât elementele de agregare metalice să nu transpară).

Produsele cu conținut crescut de umplutură anorganică au, de regulă proprietăți mecanice mai bune, în schimb viscozitatea şi grosimea filmului de ciment sunt mai mari. în plus este necesar să i se asigure pastei de **CD** o capacitate de umectare corespunzătoare. Se recomandă utilizarea **CD** în asociere cu agenți de legătură amelari (bonding agents) şi cu un agent de îmbunătățire a adeziunii la aliaj (primer, silan).

Pelicula superficială de **CD,** care vine în contact cu oxigenul atmosferic este **incomplet polimerizatâ (strat subpolimerizat),** pe o adâncime de aproximativ 20 |Jm. Stratul subpolimerizat se caracterizează printr-o **rată de conversie internă scăzutâ** (5) şi deci prin proprietăți fizico-chimice deficitare (solubilitate crescută m mediul bucal, absorbție crescută de apâ, duritate scăzută), existând riscul apariției colorărilor marginale sau a cariilor secundare marginale. Pentru evitarea acestor inconveniente, se recomandă ca pe parcursul polimerizârii (indiferent de mecanismul după care se desfaşoară, auto- sau dual cure), **zonele de ciment care vin în contact cu oxigenul atmosferic sâ fie acoperite cu o peliculă protectoare, pe bazâ de etilenglicol sau glicerină, care să exercite o acțiune izolatoare** (de exemplu, produsele Oxiguard şi Oxyguard 11 ale firmei Kuraray).

Cu toate performanțele **CD,** Aquilino şi colab. (4) şi Rochette (137), susțin că **m cazul polimerilor adezivi interesează nu atât rezistența la compresiune, tracțiune, încovoiere etc., cât rezistența la oboseală, mărime care este superioară la polimerii neşarjați decât la cei cu încărcătură anorganică (şarjați).** Există numeroase firme care au pus sau pun la dispoziția practicienilor o multitudine de **CD,** dintre care amintim: Conclude, Comspan, ABC, Nimetic Grip, Bifix, Avanto, Marycoll, Resilute, Mikropont, Kerr Resin Bonding Bridge Cement etc.

• Adezivi speciali

în această categorie sunt încadrate produse conținând de cele mai multe ori monomeri modificați, care determinâ şi **adeziunea chimică** lor la nivelul aderenților. Deoarece diferă de **CD** prin monomerii ce-i conțin, mai sunt cunoscuți şi sub numele de **cimenturi răşini adezive.**
(vezicap. 18.2.5).

Panavia (Kuraray) este un ciment-râşină pe bază de Bis-GMA modificat, m sistem bicomponent pulbere-lichid. Pulberea conține cuarț silanizat, umpluturi radioopace (sulfat de bariu) şi benzen sulfonat de sodiu ca inițiator, iar lichidul constă m metacrilați aromatici şi alifatici, activatori şi un monomer special. Fracțiunea de umplutură anorganică este de 76% (greutate). Cheia adeziunii chimice o reprezintă un ester fosfat (10-metacriloiloxidecil dihidrogenfosfat, 10-MDP). Panavia aderă la smalț, dentinâ, aliaje nenobile sablate, aliaje nobile stanizate, ceramică silanizată, răşini compozite şi amalgam. Adeziunea la smalț şi dentină nu este pe deplin elucidată dar s-a demonstrat că ea este de natură micromecanică şi chimică, între gmpările fosfat polarizate negativ ale monomerului 10-MDP şi cationii din dentină şi smalț. Adeziunea la aliaje se datorează legării 10-MDP la oxizii de nichel, crom, cobalt sau staniu. Dezavantajele produsului sunt legate de faptul că valorile adeziunii depind de respectarea raportului pulbere-lichid şi, într-o mai micâ măsură de grosimea filmului de ciment (49).

Varianta Panavia 21 este un **sistem bicomponent pastă-pastă,** dotat cu dozatoare precise, fiind la ora actuală unul din cei mai apreciați adezivi universali. Acestea elimină variațiile valorilor adeziunii datorate raporturilor pulbere/lichid incorecte. Studiile in vitro demonstrează proprietăți fizice şi adezive superioare față de Panavia (82, 83, 114). Condițiile de

polimerizare în anaerobioză determină prelungirea timpului de lucru şi îndepărtarea fără probleme a exceselor.

C&B Metabond (Parkell). C&B Metabond este un ciment metacrilic a cărui bază o constituie 4 - metacriloiloxietil trimelitatul anhidru sau 4-META. 4-META a fost propusă de Tanaka şi colab. în 1981 şi cuprinde o grupare terminală hidrofobă (metacrilică) şi o grupare hidrofilă (anhidratul). Nu **conține încărcătură anorganicâ.** Mecanismul adeziunii se pare câ are la bază formarea legăturilor de hidrogen cu oxizii suprafeței aliajului (100). Stratul de oxizi se poate obține prin încălzire m cuptoare la 400-600°C, imersie în baie de permanganat de potasiu şi acid sulfuric sau cositorire. Cu toate acestea, s-a demonstrat că cele mai ridicate valori ale adeziunii se formează cu aliaje gravate acid electrolitic, sablate sau silicatizate (111). Rezistența la oboseală este mai mică decât la Panavia şi Comspan (59).

Timpul de polimerizare este de aproximativ opt minute, dar produsul capătă rapid o consistență elastică, ce reduce timpul de lucru. De altfel, pentru încadrarea într-un timp de lucru convenabil, **C&B Metabond trebuie păstrat la frigider.** Godeul m care se prepară pasta este prevăzut cu un termometm care trebuie să indice 16°C la debutul preparării pastei. La fel cu adezivii dentinari de generația a patra, C&B Metabond se leagă de dentină prin formarea unui strat hibrid a cărui grosime este de aproximativ 5 |Jm.

Super - Bond C&B (Sun Medical) are la bazâ **4-META** şi este autopolimerizabil. Manifestă o adeziune excelentă la smalț, dentină, aliaje, ceramică şi răşini. Sistemul monomer / inițiator (4 - META / MMA - TBB) este astfel conceput încât apa şi oxigenul acționează cu TBB ca inițiatori, astfel încât polimerizarea are loc inițial la nivel dentinar, deci în profunzime. Se prezintă în sistem bicomponent , pulbere-lichid. Pulberea conține umplutură radioopacă ce conferă produsului final polimerizat o radioopacitate echivalentă cu a smalțului. Nu conține 2-HEMA.

All - Bond 2 lansat de firma Bisco, are la bază tot Bis-GMA. Setul include şi doi primeri:

primerul A conține o amină terțiară cu rol de accelerator (N-tolilglicin glicidil metacrilat, NTG-GMA), iar primerul B conține bifenil dimetacrilat (BPDM). All Bond 2 aderă cel mai bine la aliajele nenobile şi nobile sablate. Valorile adeziunii scad însă semnificativ după imersie m apă, timp de 6 luni (40). Mecanismul adeziunii la dentină se bazează tot pe formarea unui strat hibrid.

Imperva Dual (Shofu) este un ciment adeziv special dual-cure, cu umplutură hibridă (silice şi sticle de bariu, 75% greutate). Se livrează fie doar ca trusă pentru fixarea coroanelor (din ceramică, aliaje nobile şi nenobile), incrustații (din compozite, ceramică, aliaje nobile şi nenobile), restaurări adezive, şumburi intracanalare, reparații de fațete ceramice sau ale obturațiilor de amalgam, fie m asociere cu adezivul dentinar **Imperva Bond (Shofu).** Grosimea filmului de adeziv este de 17 [Jm fară bonding, respectiv 24 |Jm cu bonding. Imperva Dual este un sistem bicomponent, pulbere-lichid. Adeziunea la smalț se face atât micromecanic, cât şi chimic, datorită prezenței în lichid a unui monomer care conține gmpâri carboxil libere, mecanismul adeziunii fiind asemănător cu cel al cimenturilor ionomere.

Nexus (Kerr) este un sistem adeziv universal. Componentele de baza ale tmsei suiit reprezentate de flacoanele de adeziv (1, 2, 3), pastele bază (light, neutral, dark) şi pastele catalizator (high viscozity, low viscozity). Pastele bază conțin monomeri de bază Bis-fenol A-dimetacrilat etoxilat (EBPADM), UDMA, Bis-GMA, monomer de diluție TEGDM, HEMA, camforchinonă. Umplutura anorganică este reprezentată de hexafluorosilicat de stronțiu şi zinc, dioxid de titan şi dioxid de siliciu. Pastele catalizator conțin aceiaşi monomeri ca şi pastele bază şi, m plus ca umplutură anorganică aluminoborosilicat de bariu. Grosimea filmului de adeziv după testele ADA este de 17|Jm.

Colajul (fixarea) **RPFA** trebuie realizat la adăpost de umiditate (salivă şi vaporii de apâ din aerul expirat), ceea ce implică utilizarea digii. Toate fazele acestei etape clinice trebuie perfect sincronizate. La ora actuală, menținerea **RPFA** pe parcursul polimerizârii adezivului se face sub presiune digitală, sistemele de menținere şi poziționare concepute de Rochette şi Bel (135) şi mai târziu de Bratu şi colab. (sistemele Tim - Col 1 şi Tim - Col II) (23) nemaifiind utilizate. Excesele de adeziv trebuie sâ fie îndepărtate pe cât posibil pe perioada cât acesta este nepolimerizat, utilizând periuțe, pensule sau mătase dentară. m cazul atelelor sau atelelor - punți, ambrazurile cervicale se pot bloca cu ajutorul unor icuri (23).

După completa polimerizare, excesele rămase se îndepărtează cu instrumentar rotativ (pietre, discuri), acționate la viteză mică, dinspre aliaj spre smalț. Finisarea fmală se poate realiza cu gume utilizate şi la **RDC** sau cu perii şi paste de lustruit. Există opinii conform cărora în aceeaşi şedință cu colajul este recomandat să se facă îndepărtarea grosieră a exceselor (în special cele care afectează relațiile de ocluzie, restul îndepărtându-se după 24 ore, când se practică şi fmisarea finală (23, 80). Indiferent de momentul realizârii, îndepârtarea exceselor completată cu o nouă adaptare ocluzală, trebuie să nu producă încălziri sau vibrații, întmcât adeziunea este negativ influențată de acestea (38).

Este foarte importantâ fluorizarea dinților stâlpi cu lacuri sau geluri fluorurate, care scade riscul apariției cariilor marginale(80, 148, 155).

în protetica adezivâ, dispensarizarea pacienților este foarte importanta şi începe odată cu inserarea **RPFA** m cavitatea bucală. Indicațiile clinicianului referitoare la protejarea **RPFA** de forțe excesive (generate de exemplu de incizia/masticația unor alimente cu consistență crescută) şi la igienizarea acesteia, trebuie urmate de stabilirea intervalelor la care pacientul trebuie să revină la control (în primul an o dată la şase luni şi apoi o dată pe an). De asemenea, pacientul trebuie informat asupra simptomelor unui decolaj (80):

- mobilitatea punții m raport cu dinții stâlpi;

- modificarea poziției dinților stâlpi;

- halenă sau/şi gust neplăcut m zona restaurării adezive;

- iritația limbii sau a părților moi (buze/obraji) m zona restaurării adezive. In cadrul şedințelor de dispensarizare se vor urmări prin **inspecție** (80):

- dacă între elementele de agregare şi dinții stâlpi există spațiu;

- existența fațetelor de uzură;

- starea componentei fizionomice (fisuri, fracturi).

Palparea bidigitală sau tendința de mobilizare cu pensa pot pune în evidență eventuala mobilitate a **RPFA.** Cu ajutoml oglinzii dentare şi a sondei se verifică închiderea marginală, depunerile de placă bacteriană sau tartm, existența cariilor marginale. De menționat că decolajele parțiale sunt greu de diagnosticat. Cu sonda parodontală se verifică existența pungilor gingivale şi tendința de sângerare. Hârtia de articulație este utilă pentru depistarea contactelor premature sau a interferențelor, iar corectarea acestora trebuie să se facă sub răcire permanentă cu apâ. îndepărtarea plăcii bacteriene şi a tartrului se va face m aşa fel încât vârful instmmentelor să nu atingă marginea elementelor de agregare sau joncțiunea dento-protetică, aspect ce poate cauza îndoirea acestora sau chiar decolajul accidental. **Utilizarea instrumentelor cu ultrasunete este total contraindicată** (148). în final se practică lustruirea profilactică cu gume siliconate sau perii m asociere cu paste de lustruit. Produsele utilizate pentru fluorizarea locală trebuie să aibă un pH neutru, pentru că materialele cu caracter acid pot ataca suprafețele ceramice sau de titan (80).

23.4. LONGEVITATEA ŞI PROGNOSTICUL RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE ADEZIVE

Metoda formală de studiu retrospectiv al literaturii de specialitate cu scopul de a combina rezultatele diferitelor studii este cunoscută sub numele de **meta-analiză.**

în 1983, Gratton şi colab. (60) a demonstrat pentru un lot de 95 **RPFA** realizate după metoda Rochette că rata succesului la 6 hmL-este-^le 76 %. în cazul unui lot de 79 **RPFA** Maryland, pentru aceeaşi perioadâ, rata succesului era de 71 %. Rezultatele lui Gratton nu prezintă aproape nici un interes din punctul de vedere al condiţiilor impuse restaurârilor de durată dar **RPFA** pot fi de un real folos implantologilor, ca restaurări provizorii, pe perioada osteointegrării implantelor.

în 1985, Rochette (136) a publicat un studiu statistic asupra longevităţii unor **RPFA** inserate m perioada septembrie 1971-iulie 1974. Evaluarea a 14 cazuri s-a facut m iulie 1985. După 13 ani se mai menţineau în cavitatea bucală 5 **RPFA** (35 %), iar **după 14 ani** o singurâ **RPFA.** Rezultatele lui Rochette, comparativ cu cele ale lui Williams şi colab. (165), publicate în 1989, sunt prezentate în tabelul 23.1.

Tabelul 23.1. Rezultatele lui Rochette, comparativ cu cele ale lui Williams, referitoare la longevitatea unor RPFA

Longevitatea în ani	Rezultatele lui Rochette	Rezultatele lui Williams şi colab.
1	100%	99%
2	93%	80%
3	93%	75%
4	86%	73%
5	86%	70%
6	71%	70%
7	71%	67%
8	64%	67%
9	64%	67%
10	64%	67%

în anul 1985, Bratu şi colab. (26) au publicat un studiu asupra longevităţii unor **RPFA** frontale realizate după metoda Rochette (35 **PPFA)** sau condiţionate prin metalizare (14 **PPFA),** inserate m perioada 1975-1983. în toate cazurile a fost utilizat şi silanul A 174. Şase **PPFA** au suferit decolaje după o perioadă medie de patru luni. Zece restaurâri din zona frontală mandibulară au suferit decolaje după trei-patru ani, în primul rând datorită mobilităţii diferite a dinţilor stâlpi. Nouăsprezece **RPFA** au avut longevităţi peste cinci ani. La nivelul a opt dinţi stâlpi autorii au observat prezenţa cariilor şi uzura adezivului la nivelul orificiilor. Toate **RPFA** condiţionate prin metalizare erau funcţionale m 1985. **RPFA** gravate acid electrolitic (14), inserate începând cu anul 1983 erau m 1985 funcţionale.

Creugers şi Van't Hof (42) au utilizat meta-analiza pentru a evalua 16 studii clinice. Aceşti autori au găsit următoarele valori ale longevităţii **RPFA:** 89 ± 1 % la un an, 84± 1 % la doi ani, 80 ± 1 % la trei ani şi 74 ± 2 % la patru ani. Boyer şi colab. (20) au raportat valori similare la unu, doi şi patru ani.

Haastert şi colab. (1992), pe un lot de 2800 restaurări adezive, a raportat un eşec primar de 36% pentru protezele cu trei elemente, iar după recolajul acestora o rată a succesului de 86,3% timp de 5 ani.

Creugers şi colab., în 1992, (43) au raportat un **procent de „supraviețuire" de** 75 % **în zona frontalâ şi 44 % în zona laterală** la 7,5 ani (pe un studiu asupra 203 **RPFA),** dinții stâlpi fiind preparați minimal (lăcaşuri supracingulare, ocluzale şi planuri de ghidare). **RPFA** frontale maxilare au dovedit o ratâ a longevitățh mai scâzută decât cele mandibulare. **RPFA** gravate acid electrolitic au fost găsite mai retentive decât cele cu orificii (rata longevității fiind de 78%, respectiv 67%). Similar, Gilmour şi Ali (58) au raportat rate înalte de eşec in cazul **RPFA** maxilare şi mandibulare cu preparații minime ale dinților stâlpi, de 38 %, respectiv 50 %. în cadrul lotului studiat de **RPFA** (toate fiind condiționate prin sablare şi colate cu Panavia EX), 25% din decolaje au avut loc în prima lunâ, iar 50% în primele 9 luni de la inserare. Din acelaşi studiu mai rezultă rate mai mari de eşec în cazurile restaurârilor din zona laterală mandibulară, faptul fiind pus pe seama dificultăților de izolare a câmpului operator, coroanelor clinice scurte şi poziției de implantare. In schimb, **RPFA** frontale mandibulare prezintă o longevitate peste medie, probabil datorită izolării mai bune a câmpului operator şi forțelor ocluzale mai favorabile. Autorii au mai constatat o scădere a sănătății parodontale manifestată printr-o discretă inflamație gingivalâ, pusă pe seama supraconturării elementelor de agregare (datorită neprepărării sau prepărării peliculare minime) şi *a îndepărtării necorespunzătoare a adezivului de la nivel cervical. Alte studii (Clyde şi Boyd 1988 şi Hussey şi colab. 1991, citați de (73)) au concluzionat că **RPFA** m zona laterală cu putemice caracteristici retentive au o rată a longevității mai mare decât **RPFA** dm zona frontală, cu preparații peliculare minime. Simon şi colab. (147) au raportat faptul că, la patru ani, longevitatea RPFA din zona laterală creşte de la 60 la 95 % în cazul prepărării unor şanțuri longitudinale proximale la nivelul dinților stâlpi. m schimb, în opinia autorilor menționați, aceste şanțuri proximale nu măresc semnificativ longevitatea **RPFA** din zona frontală.

Utilizând meta - analiza, Verzijden şi colab. (164) au raportat **rezultate mai bune pentru RPFA de zonă laterală maxilară comparativ cu RPFA laterale mandibulare.** Chang şi colab. (39) au atribuit acest succes controlului mai bun al umidității câmpului operator la maxilar, precum şi distribuției mai favorabile a forțelor ocluzale la arcada superioară. Oricum, **longevitatea crescută la maxilar se datorează, se pare, înălțimii coronare mai mari la nivel molar, comparativ cu molarii mandibulari.** Murakami şi Barrack (105) au raportat o relație de proporționalitate directă între suprafața dentară implicată m colaj şi forța ncesară decolajului.. Rammelsberg şi colab. (127) au raportat 100 % succes la 6 ani pentru **RPFA** de zonă posterioară colate pe dinți stâlpi ale căror preparații includeau şanțuri şi puțuri proximale paralele, față de 37% la cazurile farâ asemenea preparații. Aceiaşi autori au concluzionat că modalitatea de condiționare a aliajului nu este relevantă dacă preparațiile peliculare sunt bine efectuate.

Restaurările cu două elemente de agregare au o rată de succes mai mare decât cele cu mai multe elemente (87,8 % față de 56,3 %) (39), ceea ce vine în opoziție cu postulatul emis de Rochette în 1972 conform căruia aria de colaj creşte prin mărirea numărului de dinți stâlpi. Acest aspect a fost explicat prin faptul că fiecare dinte prezintă o mobilitate fiziologică proprie, diferită (între 28-105 (Jm), care creează un stres considerabil la interfața adeziv-aliaj. Acest postulat are la bază observațiile mai multor autori cu privire la şinele de imobilizare adezivă efectuate la grupul frontal inferior. Acestea se extindeau şi la nivelul celor doi canini, de obicei cu o implantare mai bună față de incisivii inferiori.

în timp ce unii autori consideră recolajul ca un fapt viabil, Marinello şi colab. (99), atestă că acesta conduce la rate crescute de eşec, raportând o rată a eşecurilor de 40 % după primul recolaj şi 60 % după al doilea, afirmaţii care concordă cu cele ale lui Creugers şi colab. (41). Similar, printr-un studiu in vitro, Naifeh şi colab. (108) au măsurat o scădere de 50 % a adeziunii iniţiale, după ce elementele de agregare au fost curăţate de adeziv, regravate iar punţile recolate.

Studiul publicat în 1991 de Rammelsberg şi colab. (127), pe un lot de 105 **RPFA** urmărite pe o perioadă de 2,3-5 ani, a arătat că prepararea dinţilor stâlpi după un design retentiv a dus la scâderea considerabilă a eşecurilor prin decolaj, la un an, iar gravajul acid electrolitic sau silanizarea aliajelor Co-Cr utilizate nu au avut nici o influenţă asupra ratei eşecurilor la restaurările cu retenţie mecanică adecvatâ.

Hussey şi colab. (69) au raportat o rată a decolajelor de 31% în primele trei luni de la inserare.

într-un studiu longitudinal publicat în 1992 efectuat pe un lot de 131 de **RPFA** urmârite pe o perioadă de până la 8,5 ani, colate cu Superbond, de Boning şi Reppel (21) au găsit o rată a longevităţii de 67% la 6 ani în zona frontală maxilarâ, iar la 7 ani de 59% în zona frontală mandibulară. în zona laterală, longevitatea la 6 ani a fost de 35% pentru ambele arcade. Cauzele care au determinat eşecurile au fost: cedarea îmbinării adezive (30 cazuri), traumatisme externe (3 cazuri), carii secundare (2 cazuri) şi defecte ale placajului ceramic (5 cazuri). Includerea intermediarilor m traiectoriile funcţionale ale mandibulei nu determină o creştere semnificativă a eşecurilor, iar la nivelul dinţilor stâlpi, autorii au determinat o creştere marcată a indicelui de placă.

Tot m 1992, Gutschow (62) a semnalat faptul că în cazul unui lot de 75 **RPFA** hibride, eşecurile au survenit în urma cedării îmbinării adezive.

Studiul retrospectiv pe 15 ani efectuat de Thayer şi colab. (156) pe un lot de 85 de **RPFA** cu orificii sau gravate acid electrolitic, a arătat o proporţie a eşecurilor prin decolaj de 39%, fiecare dintre restaurări supravieţuind cel puţin 4,5 ani. Scoţând din calcul restaurările care au fost recolate/refacute, rezultă o rată a eşecurilor de 19%. Nu s-au observat diferenţe semnificative ale ratei decolajelor între punţile cu orificii şi cele gravate acid electrolitic. **Eşecurile au fost mai numeroase la bărbaţi decât la femei,** când suprafaţa de colaj a fost mică sau forma de rezistenţa insuficientă. în schimb, vârsta pacienţilor, localizarea edentaţiei, tipul aliajului şi al adezivului, numărul elementelor de agregare şi al intermediarilor, pierderea adezivului de la nivelul orificiilor, mărimea orificiilor, tipul ocluziei şi bolile parodontale iniţiale nu au influenţat semnificativ decolajele.

Un alt studiu deosebit de interesant este cel publicat m 1993 de Barrack (10). în perioada martie 1981-martie 1992, au fost inserate 127 restaurări adezive (în total 455 elemente), la 109 pacienţi, urmărite pe o perioadă de minimum un an şi maximum 11 ani. Rezultatele referitoare la longevitate sunt prezentate m tabelul 23.2. Referitor la parodonţiu, Impresia generală a autorului a fost aceea că restaurârile nu au influenţat în mod evident sănătatea parodontală.

Complicaţia majoră semnalată de autor a fost virarea nuanţei stâlpilor spre gri, mai ales m perioada 1981-1983, când nu existau adezivi opaci. Barrack recomanda chiar schimbarea metodei terapeutice dacă dinţii stâlpi au un grad ridicat de transluciditate sau sunt prea înguşti , vestibulo-oral.

Stark şi colab. (149) au publicat în 1994 un studiu efectuat pe 348 de **RPFA** inserate în perioada 1982-1992. Probabilitatea **KapIan-Meier** de supravieţuire la 5 ani a fost de 53%. Localizarea **RPFA** şi modalitatea de condiţionare sunt factori care influenţează decisiv

Tabelul23.2.

Rezultatele clinice ale studiului lui Barrack (10)

Perioada de inserare	Numărul restaurârilor inserate	Decolaje	Succes
03.1981-02.1983	40	8	80,0%
03.1983-02.1991	87	1	98,9%
03.1981-02.1991	127	9	92,9%
07.1983-02.1991 ... (design mai retentiv)	82	0	100%
06.1985-02.1991 (utilizarea adezivului Panavia)	50	0	100%

longevitatea. Astfel, **RPFA** frontale prezintă o rată a longevității mai mare decât cele de zonă laterală iar sistemul OVS conferă o supraviețuire mai mare decât sablarea (la aliajele cu conținut de metale nobile). Nu s-au găsit diferențe esențiale între **RPFA** realizate din aliaje cu conținut de metale nobile şi cele fără conținut de metale nobile, între punțile colate cu Comspan Opaque şi Microfill Pontic. Autorii au propus şi o clasificare a eşecurilor în: **eşecuri primare (decolajul parțial sau total), eşecuri secundare (decolajele realizate forțat, de către medic, în cazul cariilor, parodontitelor marginale sau disfuncțiilor ocluzale) şi eşecuri terțiare (defecte la nivelul materialului de placare).**

Intr-un studiu longitudinal efectuat m 1995 de Rammelsberg şi colab. (129), autorii au concluzionat că localizarea edentației, extinderea acesteia şi modalitatea de preparare a dinților stâlpi sunt factori care influențează longevitatea **RPFA.** Prepararea retentivă a dinților stâlpi poate permite extinderea utilizării **RPFA** chiar în zone supuse unor forțe ocluzale mari sau în cazul unor breşe mai extinse.

Intr-o monografie de referință, Kerschbaum şi colab. (80) au realizat o sinteză a datelor bibliografice existente până la acea dată, referitoare la restaurările prin **RPFA** (tabelul 23.3., 23.4., 23.5, 23.6.).

In clinică, restaurarea prin RPFA ridică şi problema apariției cariilor secundare marginale, care este dezbătută destul de des. La originea debutului procesului carios stă fenomenul de solubilizare a adezivului, dar nici dehiscențele de la nivelul interfeței adeziv-smalț nu trebuie neglijate. Cum o serie de interfețe sunt situate de obicei în locuri mai puțin accesibile mijloacelor de igienizare, apariția cariilor la interfață este explicabilă. Şi in protetica tradițională, fenomenul apariției cariilor secundare pe bonturi acoperite cu coroane de înveliş este îndeobşte cunoscut. Evidențierea procesului carios este mascată însă de către coroana de înveliş şi trădată de durere când leziunea progresează spre camera pulparâ.

In protetica adezivă, apariția cariilor marginale la interfață poate fî decelată mult mai uşor clinic datorită particularităților morfologice şi de design ale elementelor de agregare.

Periajele profesionale şi aplicațiile topice de produse fluomrate trebuie să fie obligatorii la toți pacienții care au beneficiat de tratamente prin **RPFA,** care trebuie dispensarizați întocmai ca şi cei cu proteze implanto-purtate. Studiul realizat în 1996 de Wood şi colab. (168) pe un lot de 103 pacienți purtători ai unor **RPFA** de 10 ani, a arătat că la interfața aliaj-adeziv există dehiscențe microscopice m 28% din cazuri, în timp ce la interfața smalț- adeziv dehiscențele apar m 19% din situații. Separația marginală între elementele de agregare şi smalț, la nivel incizal sau ocluzal a fost de 219±170 |Jm. m plus, 56% dintre cazuri prezentau pierderi de adeziv (subconturari) lajoncțiunea aliaj-smalț, indicând că probabil se produce o autolimitare a pierderii

a adezivului la acest nivel. Autorii nu au determinat nici o relație între separațiile marginale menționate şi cariile marginale sau eventualele decolaje.

Tabelul 23.3. Rata de succes şi probabilitatea de succes a 1637 RPFA cu trei elemente (80)

Longevitate (ani)	Rata de succes anuală, reală (%)	Probabilitate de succes după Kaplan-Meier (%)
0	100,0	100,0
1	91,1	91,9
2	83,4	85,9
3	73,6	79,9
4	62,4	72,7
5	50,4	66,1
6	36,6	62,2
7	19,9	53,5

Reprezentarea unui studiu statistic despre probabilitatea de longevi Cutler/Ederer itate calculată *Tabelul 23.4.* după Kaplan-Meier (criteriu - primul decol ^K80) sau

Prim autor	An	Număr punți	Probabilitate de succes după ani (%) 2,5	3,0	4,0	5,0	7,5	Descriere *y*
Reppel	1986	102		90				sablate
Pfeiffer	1986	56		83				gravaj acid
Kellet	1987	108			50-60			gravaj / Rochette
Marinell								
0	1988	88	84					gravaj acid
		40				40		Rochette
Creugers	1989	166				85		RPFA anterioare
		37			55			RPFA posterioare
Paszyna	1989	514		70				date de registru
Peters	1990	52				60		gravaj acid
Creugers	1991	1598			74			metaanaliză
Haastert	1992	1637				66		date de registru
Creugers	1992	203					75	RPFA anterioare
Verzijde	1993	201	'81					RPFA anterioare
			56					RPFA posterioare
Isidor	1993	23			100			RPFA posterioare
Stark	1994	348				53		sablare, OVS

în tabelul 23.5. este redată problematica apariției cariilor secundare marginale, sinteză realizată de Kerschbaum m anul 1995 (80).

La pacienții tratați prin **RPFA** pot apărea şi o serie de modificări patologice parodontale. Ele se datorează m special greşelilor m elaborarea designului elementelor de agregare şi a intermediarului, insuficienței deschiderii ambrazurilor cervicale dintre dinții stâlpi şi intermediar, distanței insuficiente dintre marginea cervicală a elementelor de agregare şi marginea gingiei libere, ca şi igienei defectuoase. De menționat şi existența unui anumit teren cu predispoziție genetică pentru apariția manifestărilor patologice parodontale. m tabelul 23.6. sunt redate câteva aspecte parodontale legate de terapia prin **RPFA.**

Un studiu mai recent a fost realizat de Besimo şi colab. (19) pe un lot de 130 de **RPFA** inserate în perioada 1985-1993, toate condiționate prin gravaj acid electrolitic. Evaluarea a 127

de punți s-a făcut în anul 1993. Rata de succes, estimată după **Kaplan-Meier** a fost de 97% la trei ani şi 94% la 5 ani.

Tabelul22.5.

Procese carioase asociate terapiei prin RPFA (80)

Prim autor	An	Numărul punților	Longevitate (luni)	Carii	Observații
Artun	1984	53	15(5-22)	nu	RPFA cu 3 elemente
Williams	1984	63	32 (0-64)	2 cazuri	fără RPFA laterale
Esthelman	1984	39	42	nu	
Chew	1985	10	24	nu	
Thompson	1986	217	42-73	nu	
Berekally	1987	144	36	4 cazuri	
Wiltshire	1987	44	18(13-36)	1 caz	fără RPFA laterale
Kellet	1987	108	48	1 caz	Rochette / gravaj acid electrolitic
Van der Veen	1988	64	42 (24-72)	nu	'
Marinello	1988	102	0-60	nu	Rochette / gravaj acid electrolitic
Williams	1989	99	84-120	3 cazuri	la toate elementele de agregare
Paszyna	1990	788	1-60	1 caz	studiu de registru; dinte anterior cariat
Chang	1991	49	2-69	6 cazuri	doar la elemente de agregare decolate
Verzijden	1993	201	1-30	5 cazuri	doar la elemente de agregare decolate
Stark	1994	348	1-120	13 cazuri	cu 17 elemente de agregare

Liebrecht şi colab. (92) au publicat în anul 1998 rezultatele unui studiu realizat pe un lot de 148 **RPFA** cu trei elemente, cercetând influența suprafeței de colaj şi a circumferinței elementelor de agregare asupra riscului de decolaj. Rata de succes la cinci ani a fost de 82,5%. Au fost identificați şi alți factori care influențează longevitatea unei **RPFA:** localizarea, modalitatea de condiționare a intradosului elementelor de agregare, gabaritul mezio-distal al intermediarului. Autorii sugerează ca m cazul existenței unor breşe edentate extinse şi a unei suprafațe de colaj reduse (chiar pe unul din cei doi stâlpi), să fie reevaluată opțiunea terapeutică.

în anul 1998, Tschemitschek (162) a publicat rezultatele unui studiu statistic referitor la longevitatea a 80 de **RPFA** cu trei elemente. Pacienții au fost împărțiți în două grupe de vârstă:

17 pacienți tineri (15,3 ± 2,0 ani) şi 32 pacienți adulți (43 ± 18,7 ani). Autorul nu a găsit nici o diferență statistic semnificativâ între longevitatea **RPFA** în cadrul celor două gmpe de vârstă. In schimb, **longevitatea a depins de localizarea edentației, în ordinea descrescătoare durata de viață a RPFA fiind: incisiv central, incisiv lateral şi canin.**

Am prezentat in extenso datele din literatura de specialitate cu privire la longevitatea şi prognosticul agregărilor adezive deoarece la noi în țară această modalitate de agregare se practică pe scară limitată şi pentru a încuraja practicienii orientându-i spre **acest tip de reconstituiri, mult apreciat la vârste tinere.**

Tabelul 23.6.

Modificări parodontale datorate RPFA (80)

Prim autor	An	Numârul punților	Timpul scurs de la colaj (luni)	Elemente controlate	Concluzii
Artun	1984	53	15(5-22)	dinți stâlpi / nestâlpi	acumulare semnificativâ de placâ pe intermediar
Williams	1984	63	32 (0 - 64)	fârâ	fârâ modificâri
Belser	1985	22	43 (30 - 68)	dinți stâlpi / nestâlpi	fârâ diferențe; înlocuit 2.1. şi 1.1.
Thompson	1986	217	36-72	?	acumulare crescută de placă pe intermediar
Loges	1986	39	14	stâlpi / control	indice de placă crescut
Creugers	1987	10		dinte omolog	indice de placă crescut la joncțiunea dintre elementele de agregare şi intermediar
Hinz	1988	39	1-36	dinte omolog	indici de placă crescuți parțial
Katay	1988	43	18	dinte omolog	indici de placâ crescuți parțial
Marinello	1988	77	>24	dinte omolog	indici de placă şi de sângerare gingivalâ crescuți
PreiîîcîT	1990	61/26	6şi60	restaurări convenționale vs. adezive	indice de placâ crescut la restaurârile adezive
|Buth	1991	48	24-36	starea dinaintea inserârii	indice de placâ crescut dacâ distanța dintre elementele de agregare şi gingie este < 1 mm
Stark	1994	348	1-120	observarea evoluției în timp	modificări în 10 cazuri

23.5. Bibliografie

1. Aasen S. M., Ario P.D. - Bonding systems: A comparison ofmaleic and phosphoric acids (abstract 269). J A DentRes, 1993, 72, p.137.
2. Abdulhag A. S., Claffey N., Byrne D., Hussey D. - Effects of groove placement on retention / resistance of maxillary anterior resin - bonded retainers. J Prosth Dent, 1995, 74 (2),p. 133-139. 3; Alsobrook S. C., Murray G. A., Ydes J. L. - *Bond strengths ofacid etched bridge retainers.* J Pedodont, 1984, 8,p. 386-392.
4. Aquilino S. A., Diaz - Arnold A. M., Piotrowski T. J. - Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesives. J. Dent Res, 1991, 70,p. 208-210.
5. Asmussen E. - Factors affecting the quantity ofremaining double bonds m restorative dental polymers. Scand J DentRes 1982,90, p 490.
6. Assemat - Tessandier X. - Modifications des dents supports d'ancrages des bridges collâs. Les Cahiers de Proth6se, 1984, 54,p. 47-60.

Atta M. **0.,** Smith B. G. N., Brown D. - Stress cycling ofbonding systems for direct bonded bridge retainers. (Abstract nr. 549). J Dent Res (Special Issue), 1989, 68, p. 250.

Atta M. 0., Smith B. G. N., Brown D. - Bond strength ofthree chemical adhesive cements adhered to a nickel- chromium alloy for direct bonded retainers. J Prosth Dent, 1990, 63 (2), p. 137-143.

Barbant A. - La r6tention des bridges coll6s. Les Cahiers de Proth6se, 1995, 92, p. 68-77. Barrack G. - The etched cast restoration - Clinical techniques and long-term results. Quintessence Int, 1993, 24 (10), p. 701-713.

Barrack W., Bretz W. A. - A long-term prospective study ofthe etched cast restoration. Int J Prosth, 1993, **6,**p. 428-^38.

Begg P. **R.,** Kesling P. C. - *Theorie et technique orthodontique de Begg. Julien Pr6lat,* Paris, 1982.

Besimo Ch., Jăger K. - *Die Klinik der AdhâsivbrUckentechmk - Teil I.* Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1986, 96, 1126-1136,.

Besimo Ch., Jâger K. - Die Klinik der Adhasivbrtlckentechnik - Teil II. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1986,96,p.1259-1272.

Besimo Ch., Mindszenty E. - Klinische und konstructive Aspekte der extrakoronalen Adhasivverankerungen in der Modellgussprothetik. ZWR, 1988, 97 (6), p. 522-532.

Besimo Ch. - Adhâsivprothetik. Curs lito. Basel, 1989. Besimo Ch. - Indikationen und Kontraindikationen in der Adhasiv Brilcken Technik - EineStandotrbestimmung. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1990, p. 100.

Besimo Ch. - Adhasivbrtîckentechnik - Indikationen und Kontraindikationen in der Adhăsivbriîckentechnik -eine Standortbestimmung. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1990, 100 - 3, p. 325-323,. Besimo Ch., Gâchter M., Jahn M., Kuhn A. - Klinischer Erfolg bei elektrolitisch konditioniertenAdhasivbrtlcken. Dtsch Zahnarztl **Z,** 1996, 51 (9), p. 501-505.

Boyer D. B., Williams V. D., Thayer K. E., Denehy G. E., Diaz - Arnold A. M. - *Analysis of debond rates of resin - bonded prostheses.* J Dent Res, 1993, 72 (8), p. 1244-1248.

BOning K., Reppel P.-D. - AdhâsivbrUcken - eine Longitudinalstudie. Dtsch Zahnârztl **Z,** 1992, 47 (9), p. 608-610. –

Bratu D., Mikulik L., Roşiu R., Borţun Cristina - Contention de groupe incisives-canines inferieures a l'âide- des atelles fixes directement sur l'email par collage. L'Information Dentaire, 1980, 62 (43), p. 3979-3987. Bratu **D.,** Mikulik L., Munteanu D. - *Tehnici adezive în stomatologie.* Ed. Facla, Timişoara, 1982.

Bratu D., Farbaş N., Bratu Elisabeta - Verificarea la MEB a unor modele de gravaj acid al smalţului dinţilor permanenţi tineri. Stomatologia, 1983, 30, p.307.

Bratu D., Bratu Elisabeta, Zawadzki A. - Pregătirea suprafeţelor în cursul tehnicilor adezive - trecut şi prezent. Comunicare USSM Timiş, martie 1985.

Bratu D., Bratu Elisabeta, Zawadzki A. - *A decade ofown experience in reduced frontal edentation with acid etched resin bonded cast restouration.* Cerma News Letter,, 1986,4 (1), 9-14,

Bratu D., Borţun Cristina, Zawadzki A., Alpen K., Alpen 0. - *Die Kompozit âtzbrucke im Frontzahnbereich.* Stomatologie der DDR, 1987,4, p. 219-223.

Bratu D., Policec A., Leretter M., Romînu M., Uram-Ţuculescu S. - *G-EL-TIM - echipament stomatologic românesc pentru gravarea electroliticâ a unor aliaje nenobile.* Timişoara Medicală, 1991, tomulXXXVIII (3^), 13-

Bratu D., Ciosescu Diana, Romînu M., Leretter M., Uram-Ţuculescu S. - *Materiale dentare în cabinetul de stomatologie.* Ed Helicon, Timişoara, 1994.

BratuD., Colojoară Carmen, Leretter M., Ciosescu Diana, Uram-Ţuculescu S., Romînu M. - *Materiale dentar în laboratorul de tehnicâ dentarâ.* Ed Helicon, Timişoara, 1994.

Bratu D., Romînu M, Ciosescu Diana - *Resin bonded bridges in the treatment of edentulous upper centralincisor.* Cerma NewsLetter 1995, 1, p. 18-29.

Bratu D., Fabricky M. - *Sisteme integral ceramice.* Ed. Helicon, Timişoara, 1998.

Bratu D., Leretter M., Romînu M., Negruţiu M., Fabricky M. - *Coroana mixtâ, ediţia a H'a,* Ed. Helicon,Timişoara, 1998.

Brauer G. M., Termini J. D. - Bonding ofbovine enamel to restorative resin: effect of pretreatment ofenamel. J Dent Res, 1972, 51,p.151-153.

Buonocore M. G. - A simple method ofincreasing the adhesion ofacrylic filling materials to enamel surfaces. JDent Res, 1955, 34, p. 849-853.

Buonocore M. G. - *The Use ofAdhesives in Dentistry.* Charles C. Thomas, Springfield, Ilinois, 1975.

Burgess J. 0., McCartney J. G. - Anterior retainer design for resin-bonded acid etched fixed partial dentures. J ProsthDent, 1989,61, p. 433-436.

Caughman F., Robert .W. C., Clark L. L. - The effect offinishing resin-bonded fixed partial dentures on post cementation tensile strength. J Prosth Dent, 1988, 59, p. 149-153.

Chang H.-K., Zidan 0., Lee I. K., Gomez-Marin 0. - *Resin-bondedfixed partial dentnres: a recall stndy.* J Prosth Dent, 1991, 65, p.778-781.

Chang J. **C.,** Powers J. M., Hart D. - *Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. S ' s* Prosthodont, 1993, 2, p. 110-114.

Creugers N. H., Snoek P. A., Van'T HofM. A., Kayser A. F. - Clinical performance ofresin bonded bridges: a5-year prospective study. Part II. Failure characteristics and survival after rebonding.J Oral Rehabil,1990, 17,p. 179-

Creugers N. H., Van'T Hof M. A. - An analysis of clinical studies on resin bonded bridges. J Dent Res, 1991, 70, p. 146-149.

Creugers N. H., Käyser A. F., Van'T HofM. A. - *A seven-and-a-half-year study ofresin-bonded bridges.* J DentRes, 1992, 71, p. 1822-1825.

Dahl B. L., Krogstad 0. - The effect ofa partial bite raising splint on the occlusal face height. Acta OdontolScand 1982, 40, p. 17-24.

Daniel X. - FunfJahre praktische Erfahrung mit dem Slip-Casting System. Dental Labor, 1994, XLII (4/ 94), p.473-482.

Demars-Fremault Christiane, Michel Anne - Traumatologie de l'incisive permanente immature. Rev Odonto-Stomat, 1997, tome 26, nr. 6, p. 235-244.

Degrange M., Gentilhomme C. - Mecanismes d'ancrage et d'adh6sion des bridges colles. 2e partie -Application des principes de l'adhesion aux concepts des preparations. Les Cahiers de Prothese 1986, 54,p. 85-97.

Dhillon M., renton A. H., Watson P. A. - Bond strength ofcomposite to perforated and etched metal surfaces. JDentRes, 1983, 62, p. 304.

Diaz - Arnold A. M., Williams V. D., Aquilino S. A- The effect offilm thickness on the tensile bond strength ofa prosthodontic adhesive. J Prosth Dent, 1992, 66, p. 614-618.

Diedrich P. - Rasterelektronmikroscopische Untersuchungen zur Schmelzkonditionierung bei der Klebertechnik. Fortschr Kieferorthop 1979, 40, p.408.

Diedrich P. - Bracket - Adhâsivtechnik in der Zahnheilkunde. Hanser, Munchen, 1983.

Dumfahrt H., Schaffer H. - Vollkeramische Adhâsivbrucken aus Optec Hsp im klinischen Versuch. Dtsch Zahnârztl Z50, 1995, 5, p. 375-378.

Dune S. M., Millar B. J. - A longitudinal study ofthe clinical performance ofresin bonded bridges and splints. BrDentJ, 1993, 174, p. 405-411.

Duret F. - Schnelle Polymerisation von Kompositen mittels Plasmalicht. Das Colleg Magazin, 1998, 4, p. 91-98.

El-Mowafy 0. M. - Posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified retentive design. A clinical report. J Prosth Dent, 1998, 80 (1), p.9-11.

Eshelman J. R., Moon P. D., Douglas H. B. - *Retentive strength ofacid etchedfixed prostheses.* J Dent Res,1981,60,p.349.

Forbes J. F., Horn J. S. - Characterization ofbonding composites for two types ofmetal retainer. J Dent Res,1984, 63, p. 320-

Gilmour A. S. M., Ali A. - Clinical performance ofresin - retained fixed partial dentures bonded with a chemically active luting cement. J Prosth Dent 1995, 73, p. 569-573.

Givan D. A., Fitchie J. G., Anderson L., Zardiackas L. D. - *Tensile fatigue of4-META cements bonding three base metal alloys to enamel and comparison to other resin cements.* J Prosth Dent, 1995, 73, p.377-385.

Gratton D. R., Jordan R. E., Teteruck W. R. - *Resin bonded bridges-.the state ofthe art.* Ont Dent, 1983, 60, p. 9-19. Guggenberger R. - Das Rocatec - System - Haftung durch tribochemische Besichtung. Dtsch Zalmârztl Z 44, 1989, ll.p. 874-876.

Gutschow F. - Nachuntersuchung von kombiniert adhäsiv/konventionell fixierten Brucken. Dtsch Zahnärztl Z 47, 1992,9,p.606-608.

Gwinnett A. J. - *Human prismless enamel and its influence on sealant penetration,* Arch Oral Biol, 1973, 18, p.441.

Gwinnett A. J. - The bonding ofsealants to enamel. J Am Soc Prev Dent, 1973, 1, p. 21-29.

Gwmnett A. J., Kanca J. - Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. Am J Dent, 1992, 5, p. 73-77.

Heinenberg B. J. - *Die modifizierte Maryland-Brucke.* Quintessenz Berlin, 1984. Holste Th., Kerschbaum Th. - Konsensus - Papier "Klebebrucken. Dtsch Zahnârztl, Z 49, 1994, 3, p. 213-216.

Howe D. F., Denehy G.E. - Anterior fixed partial dentures utilizing the acid etch technique and a cast metal framework. J Prosth Dent, 1977, 37, p. 28-31.

Hussey D. L., Pagni C., Linden G. J. - *Performance of400 adhesive bridges fitted in a restorative dentistrydepartment.* J Prosth Dent, 1991, 19, p. 221-225.

IbsenR. L., Neville K. - *Adhesive Restorative Dentistry. W.* B. Saunders, Philadelphia, 1974, p. 139-159.

Imbery T. A., Burgess J. 0., Naylor W. P. - Tensile strength ofthree resin cements following two alloy surface treatments. Int J Prosthodont, 1992, 5, p. 59-67.

Imbery T. A., Davis R. D. - Evaluation oftin plating systems for a high noble alloy. Int J Prosthodont, 1993, 6,p. 55-60.

Imbery A. T., Eshelman E. G. - Resin -bonded fixed partial dentures: a review of three decades **of progress.** JADA, 1996, 127, p. 1751-1760.

Isidor F., Stokholm R., Ravnholt G. - Tensile bond strength of resin luting cement to glass infiltrated porous aluminium oxide cores (In - Ceram). Eur J Prosthodont Restor Dent, 1995, 3 (5), p. 199-202.

Jakob E., Marx R. - *Silicoaterverfahrenfur die Klebebrucke.* Dtsch Zahnârtl Z 1988, 43, p. 461-464.

Kern M., Knode H., Strub J. R. - The all-porcelain, resin bonded bridge. Quintessence Int, 1991, 22, p. 257-262.

Kern M., Sommer S., Strub J. R. - Randbereiche von metall- und vollkeramischen Adhăsivbrucken sowie Adhăsivattachments in vivo. Dtsch Zahnarztl Z 50, 1995, 10, p. 760-762.

Kern M., Thompson V. P. - *Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability.* J Prosth Dent, 1995, 73(3), p.240-249.

Kern M., Thompson V. P. -*Durability ofresin bonds topure titanium.* J Prosthodont, 1995, 4 (1), p. 16-22.

Kerschbaum Th. - *Adhâsivprothetik. Brucken, Attachments, Schienen, Veneers.* Urban & Schwarzenberg, Munchen, Wien, Baltimore, 1995.

Kielbassa A. M., Attin T., Wrbas K. -Th., Stossek M., Hellwig E. - *Der Einflup der unterscied Uchen Verarbeitung des Hqftvermittlers aufdie Zughqftung von Glaskeramik auf Dentin.* Dtsch Zahnartl Z 52,1997,4,p. 252-256.

Kobayashi K., Kodama T., Uchiyama Y. - Effect of a new dental adhesive on dentin bonding (Abstract nr. 261). J Dent Res (Special Issue), 1993, 72, p. 136.

Kondo Y., Yamashita A. - Physical and adhesive properties of newly developed adhesive resin cement (Abstract nr. 215). J Dent Res (Special issue), 1992, 71, p. 132.

Kreuger G. E., Diaz-Arnold A. M., Aquilino S. A., Scandrett F.R. - A comparison of electrolytic and chemical etched systems on the resin-to-metal tensile bond strength. J Prosth Dent, 1990, 64, p. 610-617.

Kullmann W. - Vergleichende Untersuchungen an 20 verschiedenen Kunststoff Befestigungsmaterialen fiir Schmelz - Adhâsions - Brucken. Dtsch Zahnarztl 1986, Z 41, p. 484-489.

Kiihl W., Renk A. - Untersuchungen tiber die Haftfestigkeit von Isopast an Palliag M im Zugversuch nach untertsciedlicher Vorbehandlung der Metalloberfläche. Dtsch Zahnarztl 1982, Z 37, p. 961-963.

LaBarre E. E., Ward H. E. -An alternative resin bonded restoration. J Prosth Dent, 1984, 52, p. 247-249.

Lacy A. M. - *Improved retentionfor bonded cast metal rests: a case report.* Quintessence Int, 1991, 22 (6), p. 439

Lang N. P., Siegrist Guldener E. Beatrice. - *Farbatlanten der Zahnmedizin 4. Kronen und Brucken Prothetik.* Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York, 1993.

Laswell H. R., Welk D. A., Regenos J. W. - Attachment ofresin restorations to acid pretreated enamel. JADA, 1971,82,p. 558-563.

Lee B. D., Phillips R. W., Swartz M. L. - The influence ofphosphoric acid etching on retention ofacrylic resin to bovine enamel. JADA, 1971, 82, p. 1381-1386.

Liebrecht S., Pfeiffer P., Haastert B., Kerschbaum Th. - *Einflup von Flâche und Umfang anf den Langzeiterfolg bei Klebebrucken.* Dtsch Zahnarztl 1998, Z 53 (6), p. 386-391.

Livaditis G. J., Thompson V. P. - *Resin bonded cast restorations: clinical study.* Int J Periodont Restor Dent, 1981,

Livaditis G. J., Thompson V. P. — *Etched casting: an improved retentive mechanism for resin bonded retainers.* J Prosth Dent 1982, 47, p. 52-58.

94. Love L. D.,, Breitman J. B. - *Resin retention by immersion etched alloy.* J Prosth Dent, 1985, 53, p. 623.

95. Maestroni C., Maestroni F. - *Le scellement et la collage en ortodontie.* Act Odonto-Stom, 1977, 119, p. 493.

96. Mardaga W. J., Shannon I. L. - Decreasing the depth ofetch for direct bonding in orthodontics. J Clin Orthod, [f] 1982, 16, p. 130-132.

97. Marinello C. P. - Adhâsivprothetik: K.linische und materialkundliche Aspekte; Anwendung als Alternative beim festsitzendenund abnehmbaren Zahnersatz unter spezieller Berucksichtigung einer innovativen Verankerungsmfiglichkeit im Rahmen der Teilprothetik. Habilitationsschrift, Zurich, 1988. ^

98. Marinello C. P., Kerschbaum T. H., Pfeiffer P., Reppel P. D. - *Success rate experience after rebonding and renewal ofresin-bondedfixedpartial dentures.* J Prosth Dent, 1993, 63, p. 8-11.

99. Matsumura H., Kawahara M., Tanaka T., Atsuta M. - Surface preparations for metal frameworks of composite resin veneered prostheses made with an adhesive opaque resin. J Prosth Dent, 1991, 66, p. 10-15.

100. McLaughlin G. - Composite bonding ofetched metal anterior splint. Compend. Cont. Ed. Dent., 1981, 2, p. 279.

101. Meiers J. C., Meetz H. K. - Design modifications for etched - metal, resin-bonded retainers. Gen Dent, 1985, 33,p.41.

102. Mikulik L., Bratu D. - Rolul primerilor silanici în terapia edentației frontale reduse. Stomatologia, 1980, vol. XXVII (1), 51-55.

103. Moon P. C. - Resin bonded bridge tensile bond strength utilizing porous patterns. J Dent Res, 1984, 63, p. 320.

104. Murakami I., Barrack G. M. - Relationship to surface area and design to the bond strength of etched cast restorations : an in vitro study. J Prosth Dent, 1986, 56, p. 539-545.

105. Musil R., Tiller H. J, - Der Kunststoff-Metal Verbund in der Zahnarztlichen Prothetik. VEB Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1988.

106. MUnster St. R. - Versorgung mit AdhasivbrUcken - ein Erfahrungsbericht. 1989, ZWR 6, p. 510-523.

107. Naifeh D., Wendt S. L., Doromis L. D., McKnight J. P. -*A laboratory evaluation of rebond strength ofsolid retainers ofthe acid-etched fixed partial denture.* J Prosth Dent, 1988, 59, p.583-587.

108. National Institute ofDental Research. Workshop - *biocompatibility ofmetals in dentistry.* JADA, 1984, 109, p. • 469^71.

109. Nishimura R. D. - *Etched metal cîngulum rest retainer.* JADA, 1986, 112, p. 177-179.

110. Novelli C., Lacey A. M., Watanabe L. G. - *Shear bond strength ofadhesive resins to dental alloys (Abstract nr. 1759),* J Dent Res 1995, 74 (Special Issue), p. 231.

111. Nykamp T. L., Lorey R. E., Myers G. E. - *A comparison ofthe various mechanisms of etched - metal resin bonded bridges.* JDentRes, 1984, 63, p. 331.

112. O'Brien W. J. - *Dental Materials: Properties and Selection.* Quintessence Publishing Co., Inc., 1989.

113. Omura I., Kawashima M., Yamauchi Y., Wada T. - *Adhes'ion of new dental adhesive to tooth structure (Abstractnr. 214),* J Dent Res 1992 , (Special issue) 71, p. 132.

114. Parsch6 E., Bratscho R. 0., Arnetzl G., Haas M. - Das UDA System- eine Alternative zur Konventionellen Bruckentechnik. Phillip Joumal, 1993, 9, p. 401^104.

115. Peters S., Locke H. G. - Adhasiv-ProthetiK. Falldokumentationen aus Praxis und Labor. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo und Tokio, 1986.

116. Peters S. - Die Semipermanente Versorgung mit Hilfe der Adhăsiv-Prothetik. Dtsch Zahnârztl 1994, Z 49 (3,) • .(^ p. 242-244.

117. Peutzfeldt A., Asmussen E. - Siîicoating: evaluation of a new method ofbonding composite resin to metak Scand J Dent Res, 1988, 96, p. 171-176.

118. Pfeiffer P. - *Bondings bei der Klebrucken Technik.* Dtsch. Zahnârztl. 1986, Z 41, p. 155-158.

119. Pfeiffer P., Schwickerath H. - Der Einsatz von Palladium - Gold Legierungen bei der Klebebrlicke. Dtsch Zahnartl 1986, Z 41, p. 289-292.

120. Portnoy L. - Constructing a composite pontic in a single visit. Dent Survl973, p. 20-23.

121. Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W., Toutenburg H. - *In-Ceram- Adhâsivbrucken: der Emflulî der Prâparationsform und Gerustaltung aufdie Bruchfestigkeit.* Dtsch Zahnarztl 1994, Z 49 (8), p. 622-626.

122. Pospiech P., Rammelsberg P., Unsfild F. -*A new designfor all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures.* Quintessence Int, 1996, 27 (11), p. 753-758.

123. Potts R. G., Schillingburg H. T., Duncanson M. G. - Retention and resistance of preparations for cast restorations. J Prosth Dent, 1980, 43, p. 303-308.

124. Pr6bster L., Setz J., Bachmann R. - Ein Verfahren zur verbesserung der mecanischen Retention von KlebebrOcken. Die Quintessenz 1988, l,p. 51-63.

125. Probster L. - Adhasivbriicken - eine alternative Therapie kleinerer Zahnliicken. Quintessenz Zahntech 1992, 18,p. 971-984.

126. Rammelsberg P., Gernet W., Pospiech P., Pahle M. - Klinischer Vergleich von adhâsivbrucken in Abhăngigkeit von Prăparationsform und Gerustkonditionierung. Dtsch Zahnarztl 1991, Z 46 (10), p. 653-656.

127. Rammelsberg P., Pospiech P., Gernet W. - *Clinicalfactors affecting adhesivefixed partial dentures: a 6-year study.* J Prosth Dent, 1993, 70, p. 300-307.

128. Rammelsberg P., Behr M,, Pospiech P., Gernet W., Handel G., Toutenburg H. - *Er\veiterte Indikation adhâsiver Restaurationen als âstetische und substanzschonende Alternative zu konventionellen Brucken.* Dtsch Zahnarztl 1995, Z 50 (3), p. 224-227.

129. Renk A., Hartmann D. - Untersuchungen Uber die Haftfestigkeit von PalliagM - Komposite - AetzbrUcken nach Vorbehandiung der Metalloberflache. Dtsch Zahnarztl 1982, Z 37, p. 957-960.

130. Renk A., Holste T. H. - Anwendung und Technik der Komposit - Aetzbrtlcken im jugendlichen Gebiss (II). Quintessenz 1983, 9, p. 1697-1703.

131. Reppel P. D. - Die Frontzahnlticke bei Jugendlichen unter besonderer BerUcksichtung der Klebebrilcke. ZWR 1985, 94, p. 648-652.

132. Reppel P. D. - Klebebrtlcken in der Zahnărztlichen Prothetik. Klinische, rasterelektronmikroskopishe und experimentelle Untersuchungen. Hanser, MUnchen, 1988.Rochette A. L. - *Adhesion par polymeres et traitement de surface en Odonto - Stomatologie.* Actualitâs Odonto - Stomat. 1972, 98, p. 175.

133. Rochette A. L- *Vissage-collage en Odonta-Stomatologie.* Paris, Ed. Julien Pr61at, 1975.

134. Rochette A. L. - Les "Bondlays" moyen d'ancrage en prothese fix6e: 14 ans de recul. Les Cahiers de Proth6se, 1985,52,p. 33-63.

135. Rochette A. L., Bohsali K. - Collage et visage en prothâse fîxâe. Autre solution que la coiffe complete sur dents pulp6es. Les Cahiers de Proth6se, 1993, 81,p. 107-121.

136. Romînu M., Bratu D., Diana Ciosescu, Uram-Ţuculescu S. - *Posibilităţi de microcondiţionare a smalţului în tehnicile de colaj.* Stomatologia, 1994, tomul **XXXXI** (1-2), p. 11-18.

137. Roufîignac M. de, Cooman J. de - *Prototype d'un bridge coll6 a insertion horizontale.* Actualit6s Odonto-Stomat. 1984, 147, p. 551-555.

138. Şamama Y., Bouniol C., Ollier J. - *Facteurs mfluenQant **les formes de** contours des ancrages collâs.* Les Cahiers de Proth6se, 1985, 52, p. 69-90.

139. Sandhaus S. -*Das mehrfunktionelle Ankersystem.* Die Quintessenz 1985, 4, p. 685-698.

140. Seto B. G., Caputo A. A. - Photoelastic analysis ofstresses in resin-bonded cingulum rest seats. J Prosth Dent. 1986,56, p. 460. ; -ote;?s

141. Siebert G. K. - Dentallegierungen in der Zahnârztlichen Prothetik. Carl Hanser Verlag, Mlinchen - Wien, 1989.

142. Silverstone L. M. - The acid etch technique: in vitro studies with special reference to the enamel surface and the enamel-resin interface. In silverstone, L. M., and Dogon , I. L. (eds.): Proceedings ofan International Symposium ofthe Acid etch Technique. North Central Publishing Co., St. Paul, Minnesota, 1975.

143. Silverstone L. M., Saxton C. A., Dogon I. L., Fejerskov 0. - Variation in the pattern ofacid etching ofhuman dental enamel examined by scarming electron microscopy. Caries Res, 1975, 9, p. 373-378.

144. Silverstone L. M., Hicks M. J., Featherstone M. J. - Oral fluid contamination of etched enamel surfaces:aSEMstudy.JADA, 1985, 110, p. 329-332.

145. Simon J. F., Gartrell R. G., Grogono A. - Improved retention of acid etched fixed partial dentures: a longitudinal study. Quintessence Int, 1992, 68, p. 611-615.

146. Simonsen R., Thompson V., Barrack G. - *Etched cast restorations: clinical and laboratory techniques.* Quintessence, Chicago, 1983.

147. Stark S., Holste Th., Kepler B. - *Klebebrucken - eine JO-Jahres Studie.* Dtsch Zahnarztl, 1994, Z 49 (3), p. 266-270.

148. Strub J. R. şi colab. - *Prothetik, BandII,* Quintessenz Verlag GmbH, 1994.

149. Swift E. J., Cloe B. C. - *Shear bond strengths ofnew enamel etchants.* Am J Dent, 1993, 6, p. 162-164.

150. Swift E. J., Perdigao J., Heymann H. 0. - *Bonding to enamel and dentin : A briefhistory and state ofthe art, 1995.* Quintessence Int, 1995, 26 (2), p. 95-110.

151. Tanaka T., Atsuta T., Uchiyama Y., Kawashima I. - *Pitting corrosionfor retainmg acrylic resin facings.* J Prosth Dent 1979, 42, p. 282-291.

152. Tanaka T., Atsuta M., Nakabayashi N., Masuhara E. - *Surface treatment ofgold alloysfor adhesion. 1* Prosth Dent,1988, 60, p. 271-279.

153. Tay W. M. - Resin bonded bridges. A practitioner's guide. London: Martin Dunitz, 1992.

154. Thayer K. E., Williams V. D., Diaz-Arnold A. M., Boyer D. B. - Acid-etched resin bonded cast metal prostheses: a retrospective study of5 to 15-year-old restorations. Int J Prosth, 1993, 6 (3), p. 264-269.

155. Thompson V. P., Del Castillio E., Livaditis G. L. - Resin bond to electrolytically etched non precious alloys for resin bonded prostheses. J Dent Res, 1981, 60.

156. Thompson V. P. - Electrolytic Etching Modes of Various Nonprecious Alloys for Resin Bonding. J Dent Res, 1982, 61 (special issue 1), p. 186.

157. Thompson V. P., Livaditis G. J. - *Etched Casting Acid Etch Composite Bonded Posterior Bridges,* J Pediatric Dent,1982,4(l),p.38-43.

158. Thompson V. P. - *Die Maryland - Briicke.* Phillip Journal 1985, 5, p. 23-26.

159. Thompson V. P., Grolman K.., Liao R. - *Bonding of adhesive resin to various non-precious alloys.* J. Dent;
Res. 1985, 69, p. 314.

160. Tschernitschek H. - *Provisorische Klebebrucken.* Dtsch Zahnarztl 1998, Z 53 (9), p. 613-615.

161. Vanherle G., Smith D. C. - International Symposium on Posterior Dental Restorative Materials, 1985.

162. Verzijden C. W., Creugers N. H., Van't HofM. A. - A meta-analysis oftwo different trials on posterior resin-bonded bridges. J Prosth Dent 1994, 22 (1), p. 29-32. " c^l

163. Williams V. D., Thayer K. E., Denehy G. E. - Cast metal resin bonded prostheses: a 10 year retrospective study. J Prosth Dent 1989, 16, p. 436-441.

164. Wiltshire W. A. - Tensile Bond Strengths ofVarious Alloy Surface for Resin Bonded Bridges. Quintessence of Dental Technology 1986, 4, p. 227-232.

165. Wirz J., Besimo C., Schmidli F. - *Die Haftmechanismen am Metallgerust von Adhâsiv Brucken-Eine Standortbestimmung.* Schweiz Monatschr Zahnmed 1988, 98, p. 265-272.

166. Wood M., Kern M., Thompson V. P., Romberg Elaine - *Ten-year clinical and microscopic evaluation of resin-bonded restorations.* Quintessence Int, 1996, 27 (12), p. 803-807.

167. Yap A. U. J., Stokes A. N. S. - *Resin bonded prostheses.* Quintessence Int. 1995, 26 (8), p. 521-530.

168. Zidan 0. - *Etchedbase metal alloys: comparison ofreliefpatterns, bond strengths andfracture modes.* **Dental** Materials 1985, 1, p. 209-213.

24. METODE ŞI DISPOZITIVE DE ABLAȚIE A RESTAURĂRILOR FIXE

Existența protezelor fixe este efemeră. Adeseori ele trebuiesc îndepărtate de pe câmpul protetic, din varii motive (uzura în timp şi/sau deteriorarea pieselor protetice, leziuni coronare ale dinților stâlpi naturali ce conduc la complicații endodontice consecutive sau o serie de complicații periimplantare la nivelul stâlpilor artificiali).

Ablația unei restaurări protetice fixe uni sau pluridentare (crowns and bridges removing) se face, m general cu un instmmentar rotativ adecvat (freze speciale) care permite secționarea, de exemplu, a unei coroane de înveliş metalice, îndepărtarea marginilor secționate şi ulterior îndepărtarea ei în totalitate de pe bont. 0 astfel de protezâ secționatâ devine de neutilizat şi nu mai poate fî recondiționată decât m mod excepțional. Alteori ablația se poate face fară secționare.

Tehnicile de ablație variază de la o restaurare unidentară la alta, respectiv, de la un element de agregre la altul. Ablația unei restaurâri fixe poate fî o manoperâ simplâ, care durează câteva minute (de obicei, când proteza şi-a pierdut parțial adaptarea la preparație) sau poate dura un timp îndelungat, fiind un procedeu mai complicat, atât pentru medic cât şi pentru pacient. De exemplu, îndepârtarea unei punți totale, cu elemente de agregare heterogene (coroane de înveliş, de substituție, 3/4 etc.) necesită o şedință de tratament mai lungă, când trebuiesc luate o serie de precauții. Există însă şi dispozitive care permit îndepărtarea restaurărilor protetice fară ca acestea să fie secționate.

Instrumentarul utilizat astăzi pentru ablația protezelor fixe este bogat şi diferit. Este suficient să amintim tipurile de freze de secționat metal, adaptate pentru diferite durități ale aliajelor şi care se folosesc la diverse turații. în completarea instmmentarului rotativ de secționat au fost elaborate o serie de dispozitive şi instrumente chiar metode şi procedee care uşurează munca practicianului. Adeseori folosirea acestora are rezultate spectaculoase, uneori, însă, utilizarea lor intempestivă poate duce la accidente nedorite. Astfel una dintre manoperele cele mai dificile este îndepărtarea unui **DR** dm canal. Cu ajutorul unor freze foarte fine se încearcâ îndepârtarea cimentului de fixare din jurul său. Apoi se vibrează porțiunea eliberată cu ultrasunete, după care se încearcă tracțiunea sau rotația lui cu diferiți cleşti. Nu avem însă niciodată garanția că putem evita fracturarea rădăcinii.

Vom trece m revistă, m cele ce urmează, câteva dispozitive şi metode de ablație, care ni s-au părut mai reprezentative.

24.1. METODE DE ABLAȚIE PRIN DEZVOLTAREA DE ŞOCURI MECANICE

Majoritatea metodelor de ablație folosite la ora actuală în stomatologie utilizează pentm îndepărtarea restaurărilor protetice un **dispozitiv ce dezvoltă şocuri mecanice.** Aceste dispozitive au evoluat m timp, pomind de la simplul **instrument** preconizat de **Treymann** până la modemul **sistem electro-mecanic CORONAflex** (KaVo).

24.1.1. DISPOZITIVE MANUALE

în cazul dispozitivelor manuale şocul mecanic este obținut prin imprimarea unei forțe mânerului dispozitivului. Şocul este transmis părții active a dispozitivului (ghearei), aceasta dislocând restaurarea protetică.

24.1.1.1. INSTRUMENTELE TREYMANN ŞI SCHROEDER

Instmmentele în discuție reprezintă cele mai simple dispozitive de ablație prin dezvoltarea de şocuri mecanice. q

Instrumentul Treymann are forma literei **„J".** Gheara se inseră sub marginea cervicală a protezei, iar la extremitatea opusă se aplică forțe prin lovire cu un ciocănel stomatologic.

Cel de-al doilea **instrument, preconizat de către Schroeder,** se diferențiază de cel descris anterior, având gheara interschimbabilă. Instmmentele Treymann şi Schroeder pot fi utilizate ca atare sau m asociere cu o metodă de secționare a piesei protetice.

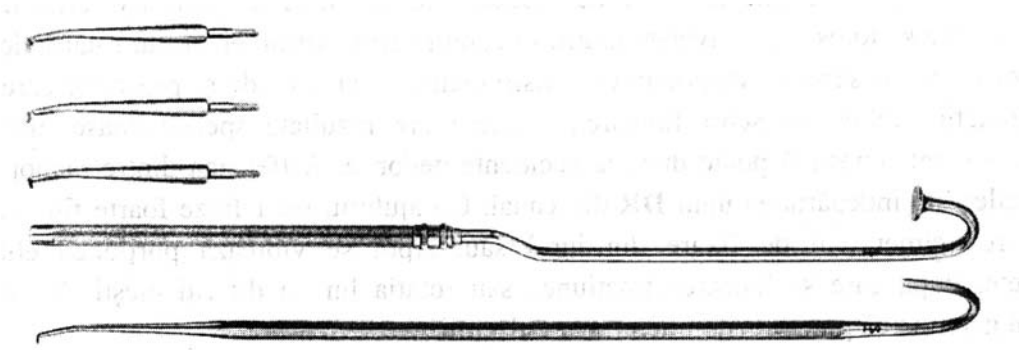


Fig. 24.1. a. Instrumentul Treymann; b. Instrumentul Schroeder cu cele trei gheare interschimbabile.

24.1.1.2. „CIOCANUL" DE ÎNDEPĂRTARE A PROTEZELOR FIXE

Aşa zisul „ciocan" de îndepărtare a protezelor fixe a fost printre primele dispozitive preconizate pentru acest scop. Prezintă **un braţ pe care culisează o greutate** de diferite forme şi **un vârf cu gheară interschimbabil.** Ghiara se insmueazâ între terminaţia protezei şi dinte, urmând ca prin mişcările de glisare a greutăţii să ia naştere o forţă care să dezinsere proteza de pebont.

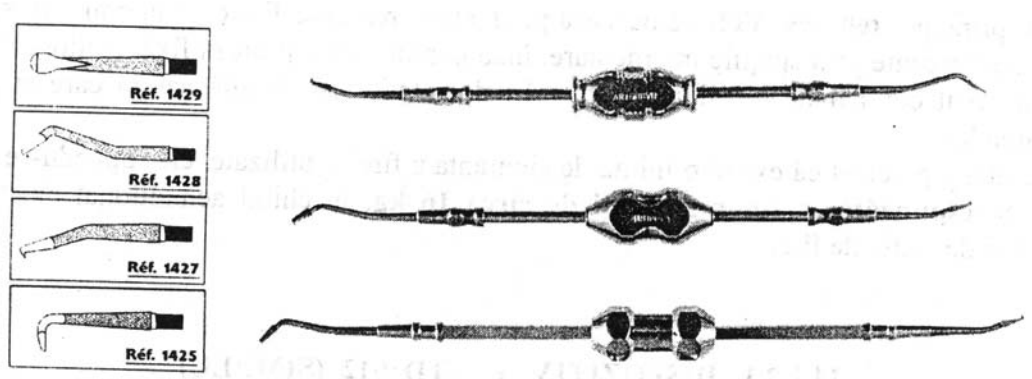


Fig. 24.2. „Ciocanul" de descimentare şi accesoriile sale.

Instmmentul poate fi utilizat singur, ca atare (când se urmăreşte ablaţia unei proteze la care doar un element de agregare este descimentat sau în combinaţie cu instmmente rotative, m diverse alte situaţii. Atunci când doar un element de agregare este descimentat, înainte de a aplica „ciocanul" se poate acţiona pe elementul de agregare încă fix cu un instmment acţionat de ultrasunete (de exemplu cele pentru detartraj) care fracturează pelicula de ciment şi facilitează actiunea „ciocanului".

24.1.1.3. DISPOZITIVUL DE DEZINSERARE CU ArC

Dispozitivul m discuţie dispune de un arc inclus într-un cilindru metalic care se armează uşor prm culisarea a două piese. Apăsarea pe un buton declanşează desfacerea arcului care, la rândul său, transmite o mişcare de tracţiune pieselor terminale, asemănătoare cu cele ale „ciocanului" manual cu greutate. Utilizarea acestui dispozitiv poate duce adeseori la fracturarea bonturilor. Există, însă, dispozitive care dezvoltă forţe gradate şi care au diminuat mult procentul accidentelor amintite.

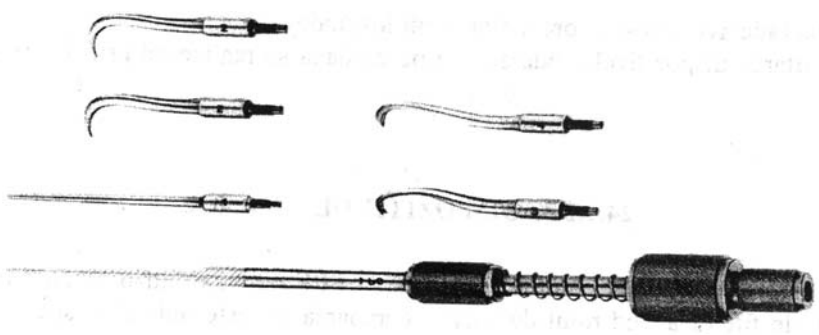


Fig. 24.3. Dispozitivul de dezinserare cu arc.

24.1.2. TEHNICA ATD

Tehnica ATD se bazează pe utilizarea unui dispozitiv metalic cu una sau mai multe bucle, conectat la „ciocanul" prezentat anterior.

Acest dispozitiv se poate prezenta sub trei forme: **ATD 012** (simplu), **ATD 018 şi ATD 022** (cu bucle duble).

In principiu **tehnica ATD** se bazează pe tracționarea unor fire cu o anumită flexibilitate, fire care sunt trecute prin spațiile interdentare, înconjurând astfel proteza fixă. Acționarea firelor se face în axul coronar al stâlpilor fără mişcări de rotație sau de altă natură care ar periclita implantarea lor.

Trebuie precizat că există o limită de siguranță a firelor utilizate, ele rupându-se automat la **forțe corespunzătoare unor greutăți de circa 16 kg,** în chitul achiziționat existând mai multe seturi de astfel de fire.

24.1.2.1. DISPOZITIVUL ATD 012 (SIMPLU)

Dispozitivul **ATD 012** este folosit în special pentru îndepârtarea **PPF** cimentate defmitiv sau temporar, cât şi în cazul **PPF** pe implante, indiferent de tipul de ciment utilizat pentru fixare
Se înțelege de la sine că ablația protezelor fixe prin instrumentare nu beneficiază de aces dispozitiv.

ATD 012 poate fi utilizat chiar şi pentru îndepărtarea inlay-urilor. Firul este trecut prin spațiul interdentar, peste intermediari, cu ajutorul unui ic care est(
apoi prins în dispozitivul metalic (fig. 24.4.). Există posibilitatea utilizârii mai multor astfel d(dispozitive, tracțiunea realizându-se separat.

24.1.2.2. DISPOZITIVUL ATD 018

Dispozitivul **ATD 018** este utilizat m special pentru îndepărtarea coroanelor şi ; inlay-urilor. Firele vor fi trecute peste cele două dispozitive lipite vestibular şi oral pe coroană respectiv prin dispozitivul lipit pe fața ocluzală a inlay-ului, după care se realizează mişcări di tracțiune fie cu ciocanul de descimentat fie cu dispozitive mai performante.

Trebuie menționat că tehnica este economică, permițând reutilizarea atât a dispozitivelo de descimentat (adezive) cât şi â coroanelor ce au fost îndepârtate.

îndepărtarea dispozitivelor adezive de pe coroanâ se realizează prin imersia acestora îi acetonă.

24.1.2.3. DISPOZITIVUL ATD 022

Dispozitivul **ATD** 022 permite îndepărtarea **PPF** punții printr-o singurâ manevră, cel două ochiuri ale firelor având rolul de a evita deraparea. El este indicat m special pentru **PP]** ceramice cu stâlpi paraleli de maximum 3^4 elemente.

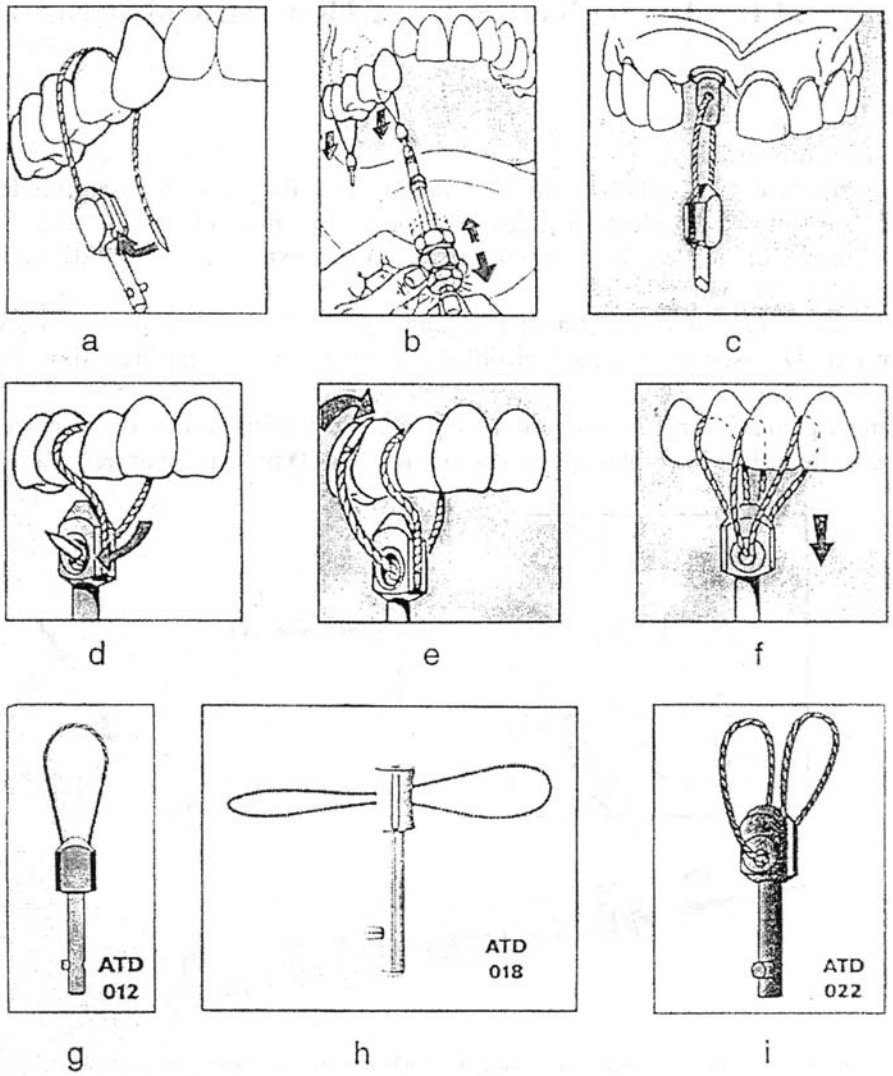


Fig. 24.4. Tehnica ATD: mod de utilizare (a, b, c, d) şi prezentarea dispozitivelor ATD 012 (g), ATD018(h)şiATD022(i).

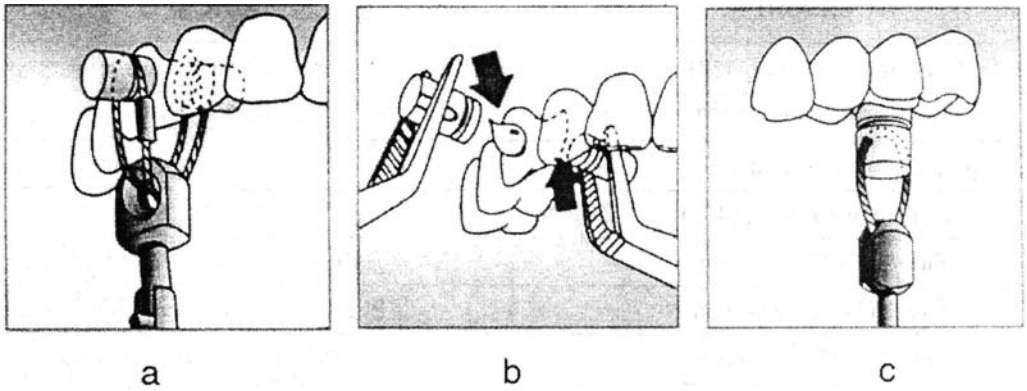


Fig. 24.5. Modalităţi de utilizare a dispozitivului ATD 018 pentru descimentarea coroanelor şi a inlay-urilor.

24.1.3. DISPOZITIVE ELECTRO - MECANICE

• Sistemul Anthogyr

Dispozitivul utilizat pentru dezinserția automată a **PPF** poate fi ataşat unitului dentar (la micromotoml pneumatic sau electric) şi dezvoltă şocuri mecanice, fără a fi nevoie de exercitarea unei forțe mecanice din partea clinicianului. Procedeul este extrem de simplu de realizat, el fiind realizabil cu o singură mânâ.

Frecvența mişcărilor de tracțiune poate fi ajustatâ variind viteza de lucru a micromotorului. De asemenea, există posibilitatea ajustării şi a amplitudinilor mişcărilor de retracție. ;

Tehnica poate fi directă, sistemului ataşându-i-se vârfuri/cârlige de retracție de diferite tipuri sau se poate utiliza m combinație cu dispozitivele **ATD** prezentate anterior.

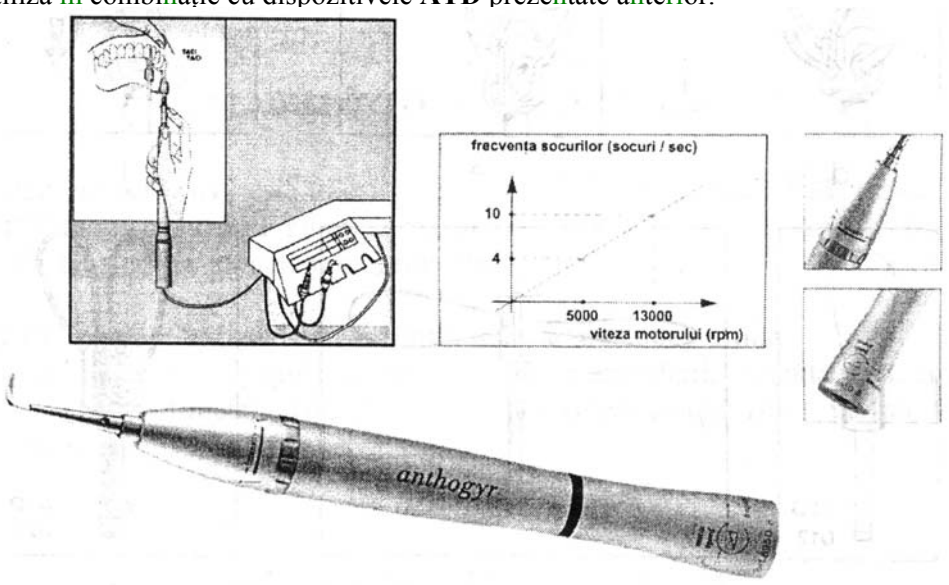


Fig. 24.6. Aspectul dispozitivului de descimentare automată şi corelația între viteza micromotorului şi a frecvenței şocurilor exercitate.

Tabelul24.1. Accesorile sistemului Anthogyr.

ACCESORII	INDICAȚII
Vârflung angulat (1428)	>, coroane pe dinții posteriori
Vârfscurt angulat (1427)	[1] coroane pe incisivi
Vârfplat cu dispozitive antiderapante (1429)	coroane pe dinții frontali
Vârfangulatla90°(1425)	PPF diverse
FireATD012de50mm	PPF şi coroane pe dinții frontali
FireATD012de60mm	PPF şi coroane pe dinții posteriori
Fire ATD022 de 95 mm	PPF ceramice cu 3 elemente
FireATD022de 150mm	PPF cu 4 elemente
Fire cu ochiuri duble	coroane diferite

Adeseori se întrebuinţează şi dispozitivele aparatelor de detartraj activate de ultrasunete. Ele pot fisura cimentul dintre bonturi şi elementele de agregare sau protezele unidentare, permiţând, ulterior ablaţia mai uşoară a acestora.

• Sistemul CORONAflex (KaVo)

Sistemul CORONAflex este o variantă a firmei KaVo pentru sistemul **ATD.** In comparaţie cu alte sisteme, el permite îndepărtarea restaurărilor dentare fixe cu posibilitatea reutilizării lor ca **RPP.** Dacă ţinem cont de timpul necesar pentru secţionarea coroanelor la care se adaugă luarea amprentei, realizarea şi fmisarea unei restaurări temporare, care presupune consumul unui alt material, sistemul se impune ca o modalitate de economisire a timpului şi materialelor consumate.

Principiul de funcţionare a sistemului **CORONAflex** este asemanător cu cel al tehnicii **ATD.**

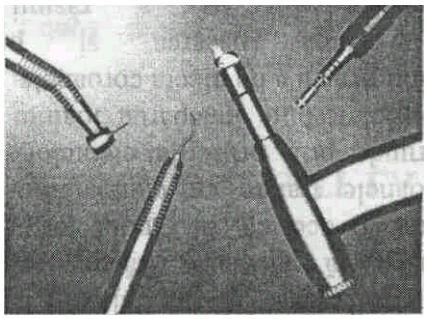


Fig. 24.7; Sistemul CORONAflex - aspect general.

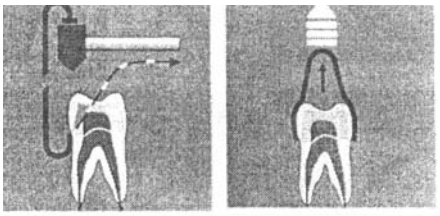


Fig. 24.8. Principiul de functionare al sistemului CORONAflex: a. vechiul principiu: există posibilitaea fracturării bonturilor coronare; b. principiul conservativ de îndepărtare a protezelor concretizat de firma KaVo în sistemul CORONAflex.

Rezultatele cele mai bune au fost obţinute cu acest sistem m cazul îndepărtării protezelor cimentate cu ciment **FOZ, ZOE** şi **PCZ.** Au fost înregistrate probleme cu acest sistem la îndepărtarea protezelor cimentate cu **CIS** şi **CD.** Acestea s-ar datora m mare măsură adeziumi chimice la smalţ şi dentină a **CIS** şi microagregării duble a **CD.**

Cu cât restaurările protetice au funcţionat o perioadă mai lungâ, cu atât îndepărtarea lor va fi mai facilă.

Este important de subliniat faptul că forţa acestui dispozitiv trebuie să fie orientată m sensul axelor dinţiior. în cazul îndepărtării **PPF,** se va acţiona, la început, m dreptul stâlpului celui mai fragil pentru ca stâlpul cel mai putemic să permită o ghidare a direcţiei de îndepărtare a protezei. Sistemul CORONAflex se comercializează împreună cu mai multe accesorii:

a) Forcepsul

Restaurările fixe unidentare, atât m zona frontală cât şi în zona laterală, pot fi îndepărtate cu ajutoml forcepsului (vezi fig. 24.9.). Poziţionarea acestuia trebuie facută sub ecuatorul coronar sau la nivelul extremităţii cervicale coronare.

Utilizarea forcepsului se face la fel de uşor m toate cele patru cadrane. După poziţionarea forcepsului, îndepărtarea coroanei se face acţionând asupra arcului cu sistemul CORONAflex.

In funcţie de natura cimentului utilizat la fixare este nevoie de un număr mai mare sau mai mic de activări a Sistemului (număr de impulsuri

Fig.24.9.Forcepsul:a.aspectgeneral;b.poziţionarea rpnptfltc tbrcepsului în zona subecuatoriala; c. poziţionarea tbrcepsului la nivelul extremităţilor cervicale coronare '

b) Clemele adezive

Coroanele de înveliş solo, coroanele parţiale, unele cape telescopate şi chiar elementele de agregare ale unor **PPF** dentare, în zona anterioară sau posterioară, care nu au ecuator (de ex.: greşeli tehnologice) şi deci nu pot fi îndepărtate cu ajutoml forcepsului, necesită utilizarea sistemului CORONAflex m tandem cu aceste cleme adezive.

Clema trebuie să ajungă până la marginea gingivală (în zona cervicalâ terminală a coroanei) atât în zona vestibulară cât şi în zona orală.

Modul de utilizare este următorul: se curâţă elementele protezei fixe sau coroana cu pastă fară fluor (pentru a nu reduce adeziunea). Se îndepărtează pasta şi se usucă zona ce va fi apoi acoperită cu un adeziv pe bazâ de cianoacrilat. în acest timp se prepară **RA** (ex: Pattem Resin - GC sau Palavit - Kulzer), într-o consistenţă păstoasă. Răşina se depune pe cleme şi acestea, la rândul lor, se depun pe coroanele tratate cu cianoacrilat. Râşina va pătmnde prin orificiile clemelor. Excesul de material trebuie îndepărtat înainte de întărirea răşinii pentru a nu afecta coroanele.

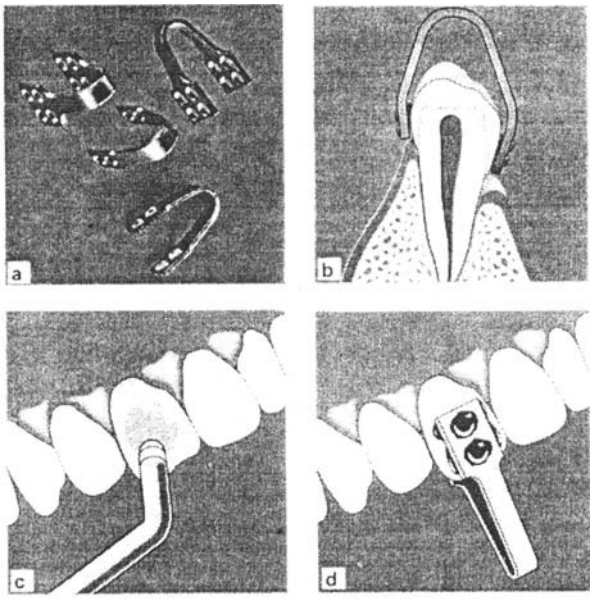


Fig. 24.10, Utilizarea clemelor adezive: a. clemele - aspect general; b. poziţionarea clemelor pe coroană; c. aplicarea adezivului;
d. aplicarea clemei.

După uscarea şi polimerizarea cianoacrilatului şi a răşinii, sistemul CORONAflex este ataşat la clemă şi activat m sensul axului dentar.

Răşina acrilică poate fi îndepărtată de pe proteză cu ajutorul unei flăcâri de spirtieră. Din motive igienice şi estetice se recomandă
sablarea regulată a clemelor în laborator şi ulterior sterilizarea acestora.

c) Bucla

Bucla este utilizată la îndepârtarea **PPF** atât în zona anterioară, cât şi m zona posterioară. Bucla este trecută pe sub corpul de punte cât mai aproape de stâlpul dentar, dupâ care este conectată la un mâner (holder). La nivelul acestuia din urmă este poziţionat sistemul CORONAflex. Este bine de ştiut că în cazul unei punţi agregate pe molar/premolar, îndepârtarea acesteia trebuie să fie facută de la nivelul premolarului.

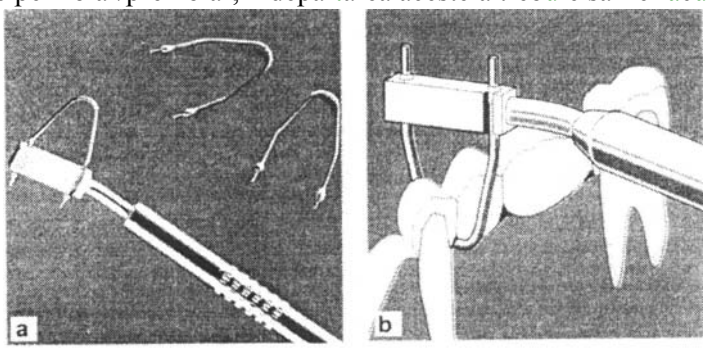


Fig. 24.11. Bucla: a. aspect general; b. modul de poziţionare

Totodată trebuie ştiut că sistemul nu se utilizează pe dinţi cu parodonţiu compromis (pungi parodontale adânci, atrofie osoasă notabilă).

24.2. INSTRUMENTE ŞI CLEŞTI PENTRU DESCIMENTAREA ŞI ABLAȚIA COROANELOR ŞI PROTEZELOR PARTIALE FIXE

Acest tip de instrumentar este conceput după o tehnologie absolut nouă, corespunzător cerințelor clinice modeme. Cleştii m discuție confecționați din titan permit îndepărtarea coroanelor şi **PPF** dentare fără distrugerea lor sau a dinților stâlpi, într-un timp scurt şi fără a antrena disconfort pacienților.

24.2.1. CLEŞTI FOLOSIȚI LA ABLAȚIA RESTAURĂRILOR FIXE

Cele două tipuri de cleşti sunt asemănătoare în ceea ce priveşte dispozitivul de prindere la nivelul zonei cervicale a coroanei şi diferite dispozitive prm modul m care se sprijină pe dintele sau dinții adiacenți coroanei care trebuie îndepărtată.

Ei acționează la nivelul marginii cervicale a coroanei prin intermediul unor cârlige care sunt menținute la acest nivel cu ajutorul unor arcuri. Una dintre falci se sprijinâ fie pe dintele al cărei coroanâ se indepărtează (prin intermediul unui şumb special) fie pe dinții vecini (prin intermediul unor suporturi din plastic) iar la cealaltă falcă sunt ataşate cele două cârlige care se aplică cervical.

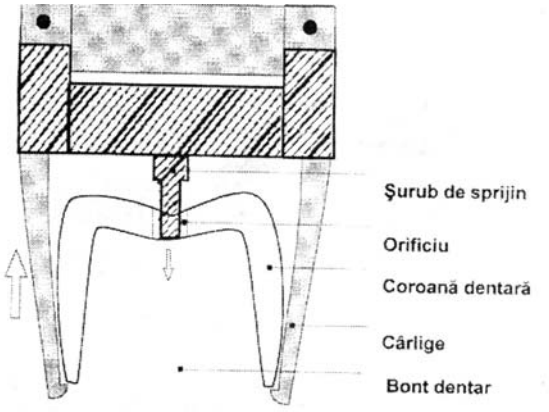


Fig. 24.12. Secțiune în plan frontal a cleştelui pentru îndepartat punti

24.2.1.1. CLEŞTELE PENTRU DESCIMENTAREA ŞI ABLAȚIA COROANELOR DENTARE

Cleştele are la nivelul falcii situate spre fața coronară a dintelui două suporturi (asemănătoare cu nişte aripioare) pentru susținerea unor piese din plastic care permit aplicarea lui pe coroană. Poziționarea cleştelui se face ținând cârligele laterale deschise, fapt ce permite pătmnderea lor sub marginea cervicală. în unele situaţh este necesar să se realizeze o descoperire

a marginii cervicale a coroanei. După ce cleştele a fost poziționat ferm, se apasă uşor pe mânerele acestuia şi astfel se îndepărteazâ coroana. Presiunea care e necesarâ descimentării coroanei este suportată în acest caz de dinții vecini.

„ĂI^

24.2.1.2. CLEŞTELE PENTRU ÎNDEPĂRTAREA PROTEZELOR PARȚIALE FIXE

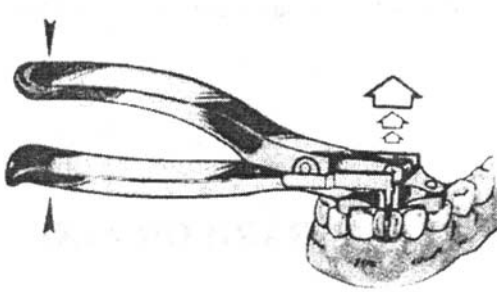


Fig. 24.13. îndepărtarea unei coroane cimentate pe 32. Presiunea necesară descimentării este suportatâ în mod egal de 4.2 şi 3.4 datorită montării suporturilor de plastic.

Acest tip de cleşte diferâ de precedentul prin modul de sprijin la nivelul coroanelor. Nu are decât o aripioară spre mezial şi un orificiu de fixare al şumbului. Cu el se pot îndepărta coroanele şi/sau **PPF** ancorate pe dinții 1.7; 2.7; 3.7; 4.7, în situația când existâ un grad de mobilitate al dinților stâlpi. Pentru a evita extracția dinților mobili odată cu coroan-a se realizeazâ un orificiu cu un diametm de 3,5 mm pe fața ocluzală a acesteia şi se alege din tmsă un şurub (pin) care se fixează la nivelul cleştelui. Apoi se poziționează cârligele laterale care pătmnd sub marginea coroanei.

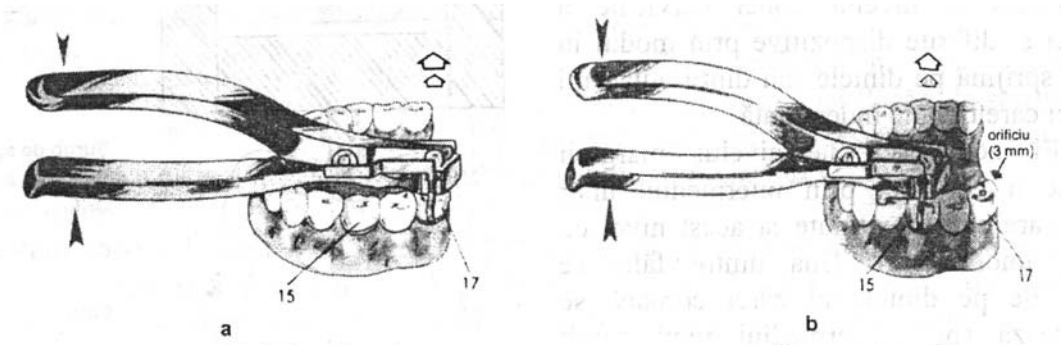


Fig. 24.14. Modul de utilizare al cleştelui pentru îndepârtarea unei punți cu dinți stâlpi 1.5 -1.7 a. asupra stâlpului distal (după realizarea unui orifieiu ocluzal), b. asupra stâlpului mezial.

24.2.2. FORCEPSUL PENTRU SECȚIONAREA COROANELOR DENTARE

Instrumentul a fost conceput pentru a înlocui metoda tradițională de secționare a coroanelor dentare. Spre deosebire de instmmentarul rotatiy, **forcepsul Montfort** prezintă avantajul de a nu expune pulpa stâlpilor vitali la stresul termic, fiind astfel atraumatic pentru pacient şi mult mai uşor utilizabil pentru practician. El a fost preconizat pentru coroane din două

bucăți sau ambutisate din aliaje nobile, care sunt moi şi permit a fi secționate de lama tâioasâ a instrumentului.

Forcepsul Montfort prezintă două falci. **Partea** (falca) **pasivă,** având formă anatomică, concavă pe fața intemă, se adaptează intim pe fața vestibulară a restaurări protetice.

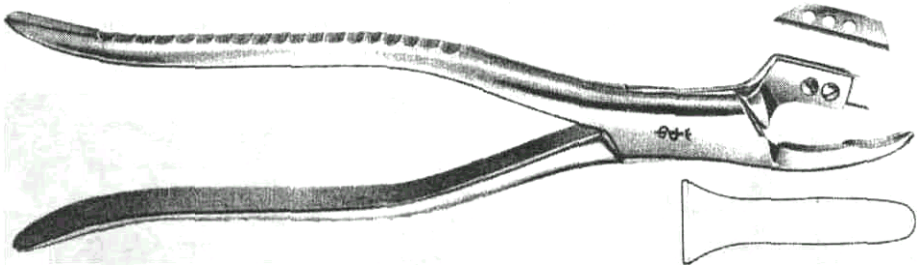


Fig. 24.15. Forcepsul Montfort pentru secționarea coroanelor dentare.

Partea (falca) **activâ** a forcepsului este reprezentată de o lamâ tăioasâ interşanjabilă, distanța dintre falci putând fi ajustată m funcție de dimensiunea V-0 a coroanei. De asemenea lama poate fî schimbată după utilizare. Partea activă se inseră la marginea cervicală a feței orale a coroanei, apoi printr-o mişcare a forcepsului înspre vestibular se realizează secționarea piesei protetice. Manevra se realizează cu atenție pentru ca lama forcepsului sâ nu lezeze bontul coronar.

Forcepsul Montfort poate fi utilizat în combinație cu **pensa Planert,** facând din îndepărtarea restaurării protetice un procedeu simplu şi atraumatic.

24.2.3. PENSA PLANERT

Pensa Planert este utilizată la îndepărtarea coroanelor şi **PPF,** m urma secționării prealabile a acestora. Fiecare braț al pensei este prevăzut la capâtul activ cu un disc pe care se află patru dinți dispuşi la 90° unul de celălalt, facând posibilă utilizarea pensei m orice zonâ a arcadelor dentare.

In repaus axele dinților de pe cele două discuri coincid, iar m momentul acționării brațelor pensei, acestea se distanțează, ducând la lărgirea restaurării protetice.

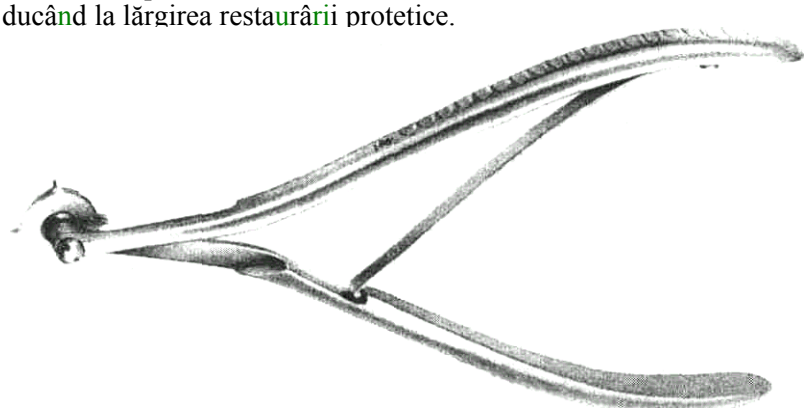


Fig. 24.16. Pensa Planert.

Este important ca pereții obținuți în urma secționării sâ fie paraleli, iar secționarea să se extindă, în măsura posibilităților şi pe fața ocluzală a coroanei.

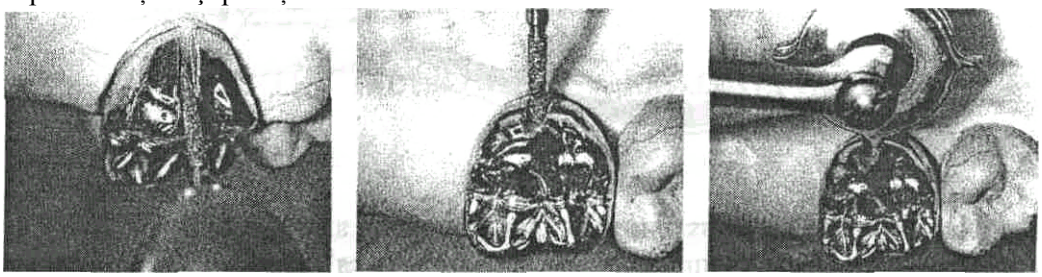
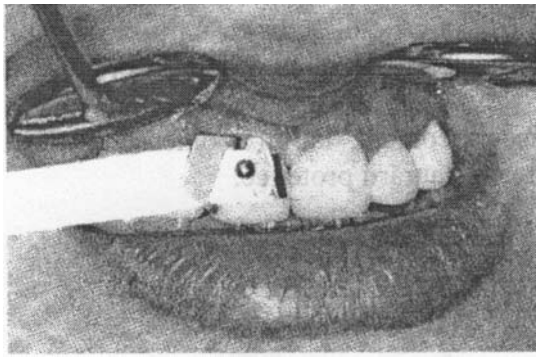


Fig. 24.17. Modul de utilizare a pensei Planert: a. secționarea coroanei cu o freza efilatâ; b. paralelizarea pereților cu o frezâ cilindricâ;c. lărgirea coroanei cu ajutorul pensei Planert.

Pensa Planert reduce timpul alocat îndepârtării restaurării protetice, protejând în acelaşi timp țesuturile restante prin scăderea riscului de derapare a instmmentului folosit m mod curent la această manoperă.

24.3. ABLAȚIA COROANELOR METALO - CERAMICE ŞI INTEGRAL CERAMICE CIMENTATE PROVIZORIU, CU AJUTORUL MATRICEI SIGVELAND

Chow (3) descrie o metodâ de îndepărtare de pe câmpul protetic a restaurărilor metalo-ceramice şi integral ceramice cimentate provizoriu, cu ajutoml **matricei Sigveland.** Aceasta datorită designului sâu, adaptabil la colet şi morfologiei dentare, asigurâ ablația facilă a acestor restaurări protetice. Tehnică:



- matricea se aplică pe corbana ce urmează a fi îndepărtată, marginea gingivală a acesteia insinuându-se cât mai aproape de marginea cervicală a restaurării, fără a traumatiza parodonțiul marginal;
- - cu ajutorul mânerului, coroana se îndepărtează. Dacă apare o rezistență la dezinserare, se caută un punct pe mâner cât mai aproape de coroanâ, realizând astfel un sistem de pârghie.

De obicei coroana rămâne ataşată matricei. Este indicată totuşi protejarea căilor aeriene pentru a împiedica aspirația accidentalâ a restaurării protetice.

24.4. ABLAȚIA RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE CU AJUTORUL UNOR RĂŞINI

Richwill a preconizat o metodâ simplă de îndepărtare a coroanelor dentare cu ajutorul unei răşini (fără a preciza denumirea şi categoria din care face parte), metoda fiind de departe cea mai atraumatică, păstrând totodată integritatea restaurării.

Râşina prezintă temporar, după o încâlzire prealabilă, proprietăți adezive. Aceasta este aplicată pe suprafața ocluzală a coroanei, apoi pacientul este invitat să ocludă. Comprimată între cele două arcade antagoniste, răşina este răcită, iar pacientul deschide gura printr-o mişcare rapidă şi putemică. După îndepartare, coroana rămâne temporar ataşată raşinii şi dinților antagonişti.

Tehnica prezintă anumite dezavantaje:

- pacientul poate refuza dezocluzia, atunci când pentru îndepărtarea restaurârii fixe sunt necesare forțe mai putemice;

- utilizarea neadecvatâ a răşinii poate duce la accidente nedorite prin aderarea acesteia la dinții vecini şi la antagonişti. Astfel m momentul dezocluziei se poate înlătura o altă restaurare de pe arcada antagonistă dacâ adeziunea acesteia la câmpul protetic este mai slabă decât cea a coroanei m dicuție sau se luxează un dinte mobil cu insuficiență parodontală.

Tehnica Richwill modificată elimină aceste neajunsuri. Ea se aplică m special în cazul restaurărilor frontale.

Răşina încălzită se aplică în treimea incizală a coroanei, apoi se comprimâ uşor între falcile unui cleşte de extracție potrivit dintelui în cauză. Se urmareşte ca falcile cleştelui să fie înconjurate de răşină, pentru a preveni lezarea suprafețelor coronare, apoi se insinuează spre apical adaptându-se formei anatomice a dintelui.

După râcirea, cu apâ sau clorură de etil, a răşinii, prin aplicarea unor forțe de tracțiune moderate se realizează ablația coroanei dentare. In cazul restaurărilor ceramice este interzisă aplicarea de forțe compresive, riscând astfel lezarea suprafețelor coronare.

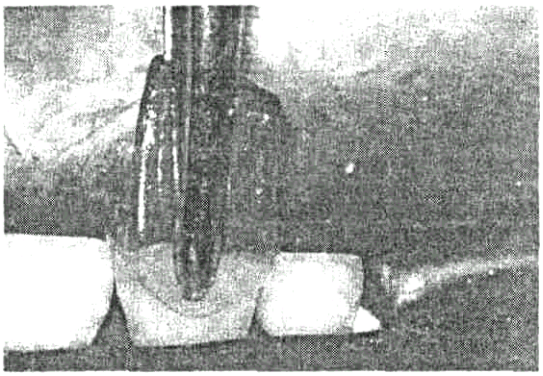


Fig. 24.19. Indepartarea unei coroane jacket din ceramicâ prin metoda Richwill modificata. Coroana va fi readaptatâ apoi cimentată pe câmpul protetic.

24.5. ACCIDENTE ŞI INCIDENTE APĂRUTE ÎN TIMPUL ABLATIEI RESTAURĂRILOR FIXE

Deşi dispozitivele şi metodele de ablație a restaurărilor fixe au evoluat în timp, neutilizarea acestora sau utilizarea lor neadecvată poate duce la apariția unor incidente nedorite

de practician, traumatizante pentru pacient. Mai ales acolo unde metodele tradiționale sunt încă preponderent folosite, ablația restaurârilor protetice se transformă uneori într-o manoperă dificilă şi neplâcută.

Astfel, în timpul îndepărtarii coroanelor şi **PPF** dentare poate apare:

- fractura bontului coronar sau a rădăcinii dentare m cazul aplicării unor forțe excesive;
- luxarea dintelui, posibilă mai ales la dinții cu insuficiență parodontală şi atunci când ablația se face sub anestezie;
- diverse complicații pulpare m timpul secționârii restaurării prin frezaj cu instrumentar rotativ datorită supraîncălzirii țesuturilor dentare restante;
- lezarea parodonțiului marginal sau a altor formațiuni ale cavității bucale (obraz, limbâ), prin deraparea instmmentarului rotativ sau a celui folosit la lârgirea sau luxarea restaurării de pe câmpul protetic;
- distmgerea integrării tisulare a stâlpilor implantari la care suprastructurile s-au fixat prin cimentare.

Folosirea unui instrumentar âdecvat şi a urior dispozitive potrivite pentru fiecare caz în parte reduce riscul acestor accidente şi face ca ablația restaurărilor fixe să fie un procedeu uşor, rapid şi atraumatic.

24.6.Biblio grafie

1. BlaesJ. - Pearlsforyour practice. *Dental Economics, 10, p. 58, 1996.*

2. Chiche G.J., Mikhail M.G. - Atraumatic removal of porcelain veneer crowns after înterim cementation. *J Prosthet Dent, 53, p. 164-165, 1985.*

3. Chow T.W. - A sqfe technique for removal of temporarily cemented porcelain cro-wns. *Quintessence Intemational, 18:10, p. 701, 1987.*

4. Christensen G. - Salvaging and repairing cro^vns andfixedprostheses. *JADA, 125:8, p. 1127-1130, 1994.*

5. Conny D.J., Brown M.H. - Simplified techniquefor the removal of a fixed partial denture. *J Prosthet Dent, 46, p.505-508, 1981.*

6. Farah J., Powers J. - The Dental Advisor, 12:3, 1995.

7. Garsson B. - Patientproblems at the chair. *The Farran Report, p. 536-537, 1995.*

8. Garver D.S. - A safe crown removal technique. *J Prosthet Dent, 39, p. 56-58, 1978.*

9. Heuer G.A., Smith A.A., Reed R.B. - A techniquefor the removal of provisionally placed cast restorations. *J Prosthet Dent, 41, p. 669-670, 1979.*

***10.** Hom H.R.* - Practice considerations for successful crown andbridge therapy. *Philadelphia: Saunders, 1976.*

***11.** Liebenberg W.* - Methods for removing crown and bridges: Preserving the restoration. *Quintessence Intemational, 26:1, p. 7-14, 1995.*

12. Oliva R.A. - Review ofmethodsfor removing cast gold restorations. *J Am Dent Assoc, 99, p. 840, 1979.*

13. Pruitt C. - A review of methods and instrumentation for removing crowns and bridges from prepared teeth. *Genral dentistry, 42:4, p. 320-326, 1994.*

14. Smith N. - An instrumentfor removal ofdefective crowns or fixed partial dentures. *Journal ofProsthetic Dent., 66:6, p. 823-824, 1991.* ***15** Westerman R.* - A systemfor treatmg crown-and-bridgefailures. *Dentistry Today, 15:3, 1996.*

25. MĂSURI DE IGIENIZARE INDIVIDUALA ŞI PROFESIONALĂ A RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE

Menținerea unei stării de sănătate a țesuturilor câmpului protetic care suportâ şi/sau vin în contact cu o **PPF** constituie **obiectivul profilaxiei terțiare.** Conceptul de prevenție, în cadrul restaurârilor protetice m general urmâreşte menținerea stării de eutroficitate, pe o perioadă cât mai lungă a țesuturilor ce vin m contact cu **piesa proteticâ,** care, la rândul ei trebuie să influențeze cât mai puțin din punct de vedere biologic, fizic sau chimic aceste țesuturi.

Se ştie că placa dentară, depozitele moi şi tartrul colonizează atât suprafețele dinților naturali, cât şi pe cele ale protezelor dentare.

Motivarea şi instruirea pacienților purtători de **PPF,** în vederea menținerii unei stări de igienă cât mai optime este una din obligațiile profesionale a medicului stomatolog curant.

STEIN şi SPECKE (32) atrag atenția că menținerea m timp a **restaurărilor protetice exigente,** din materiale scumpe şi de mare acuratețe depinde în mare măsură şi de felul cum pacientul le întreține, onorând astfel eforturile medicului şi tehnicianului dentar. Studii longitudinale au confirmat cu certitudine, câ o igienă oro-dentară bine controlată asigură ca şi cea mai sofisticată **RPF** (dacă este corect concepută şi executată) sâ nu afecteze echilibrul ecologic al cavității bucale.

Indiferent de gradul de cultură sanitară al bolnavului, explicarea şi demonstrarea practicâ a metodelor clasice şi speciale de igienă, trebuie să constituie un capitol m etapizarea tratamentului protetic.

0 igienă corectă, bună, cât mai apropiată de starea fiziologică a tuturor suprafețelor care compun o **RPF** se obține prin două modalități:

- autocurățirea;

- igienizarea buco-dentarâ ce constă din îndepărtarea mecanică a plăcii bacteriene, prin:

- activitatea de igienizare personală şi individuală;
-controlulprofesionalalplâcnbacteriene.

25.1. AUTOCURĂTĂREA

Pe tot parcursul mişcărilor masticatorii alimentele, mucoasele bucale, limba şi gmpele musculare efectuează o permanentă frecare, curățare şi lustruire a suprafețelor dentare naturale

sau artificiale. Mecanismele de secreție salivară completează funcția de autocurățare.

Într-o bună măsură **RPF** rămân curate şi datorită autocurățirii. Dacă tehnicianul dentar ține cont şi aplică în cursul realizârii restaurării de principiile care asigură o bună autocurățare, integrarea biologică se realizează mult mai uşor. Aceste reguli se referă la: conturarea corectâ a componentei fizionomice, la modelarea rațională al ambrazurilor, conceperea designului intermediarilor m relația cu creasta edentată, evitarea zonelor concave, retentive, prelucrarea, finisarea şi lustruirea la **luciul de oglindâ** a componentelor metalice şi a materialelor de placare, etc.

In condiții fiziologice procesul mecanic de masticație se produce altemativ, când pe o parte, când pe cealaltă a arcadelor dentare. în raport cu numărul mai mic sau mai mare al mişcărilor mandibulare efectuate de pacient pânâ la înghițire, eficacitatea masticatorie va fi mai mare sau mai mică. Miezul de pâine necesită în medie 20-24 de mişcări, miezul de pâine şi coaja 30-34 de mişcări şi camea de consistență medie 40-46 de mişcări.

25.2. IGIENIZAREA BUCO-DENTARA

Studiul microbiocenozei orale la bolnavii care urmează a fi tratați prin proteze parțiale fixe

Leziunile carioase, gingivitele şi parodontitele marginale sunt expresia tulburârilor ecosistemului cavității bucale, prezența şi patogenitatea bacteriilor fiind strâns legată de apariția acestor manifestări patologice. în acest sens, obişnuințele alimentare nefavorabile, igiena bucalâ deficitarâ şi o funcție salivară tulburată duc la mperea echilibrului microbiocenozei bucale, cu înclinarea balanței m favoarea bacterhlor patogene. , .

Determinarea prezenței acestor gmpe de bacterii, ca şi fluxul şi capacitatea de tampon a salivei are o importanță deosebitâ la următoarele categorii de pacienți:

• gravide şi mame de sugari (transmitere prin intermediul biberoanelor);
• copii cu multiple leziuni carioase, asociate cu dinți indemni la carie;
• înainte de efectuarea unui tratament ortodontic (fix);
• înainte de efectuarea unui tratament protetic;
• la pacienți vârstnici, la care flora bucală poate fi modificatâ prin luarea anumitor medicamente;
• la pacienți cu xerostomie, indusă de o anumită medicație generală. Datorită particularităților terapiei de **RPF** şi de **restaurare protetică pe implante,** a costurilor pe care acestea le reclamă, ca şi cu intenția prevenirii complicațiilor de tipul parodontitelor respectiv periimplantitelor, trebuie introdus obligatoriu la toți aceşti bolnavi determinarea unor gmpe de bacterii în salivâ, precum şi determinarea capacității tampon a acesteia, prin **teste specifice.**

Considerăm aşadar obligatorie determinarea microbiocenozei bucale înaintea realizârii unei restaurări protetice fixe şi/sau reconstituiri protetice implanto-purtate.

Astfel, în cazul **RPF** este important să fie apreciată corect **susceptibilitatea la carie a pacientului respectiv,** deoarece dinții naturali utilizați ca stâlpi pot fi atinşi m timp de procese carioase. De asemenea, parodonțiul marginal din jurul implantului poate fi afectat de o floră microbiană cu potențial agresiv, prezentă la purtător.

Firma Vivadent, în cadrul programului Vivacare, combinând şi perfecționând testele **Dentocult** SM şi **Dentocult LB,** a elaborat un test salivar dublu, **CRT bacteria/CRT buffer** (CRT - caries risc test) care permite evaluarea următorilor parametrii: prezența **streptococului mutans,** considerat factoml principal m apariția cariei dentare, **lactobacilii acidofili,** care favorizează şi ei declanşarea cariei şi care ne dau informații asupra obişnuințelor alimentare, precum şi a activității carioase a individului m general, **fluxul salivar** şi **capacitatea tampon a salivei,** care ne dau informații determinante cu privire la **funcția de autocurâțare şi la capacitatea de protecție şi de remineralizare a dinților, după atacul acid.**

Determinarea prezenței **streptococului mutans** ne indică gradul de populare bacteriană a cavități bucale; prezența şi cantitatea **lactobacililor** ne dau informații asupra **conținutului în hidrați de carbon din alimentație,** iar fluxul şi capacitatea tampon a salivei relevă proprietățile remineralizante ale salivei şi ne pot da sugestii cu privire la prezența eventualelor obiceiuri, cum sunt fumatul şi/sau administrarea (controlată sau nu) de medicamente, precum şi a unor boli sistemice.

în setul **CRT bacteria** este cuprins un tester cu două medii de cultură, cu ajutorul căruia este posibilă testarea simultană a prezenței şi frecvenței streptococului mutans, respectiv a lactobacililor m salivă. Efectuarea acestui test este foarte simplă (fig. 25.1.).

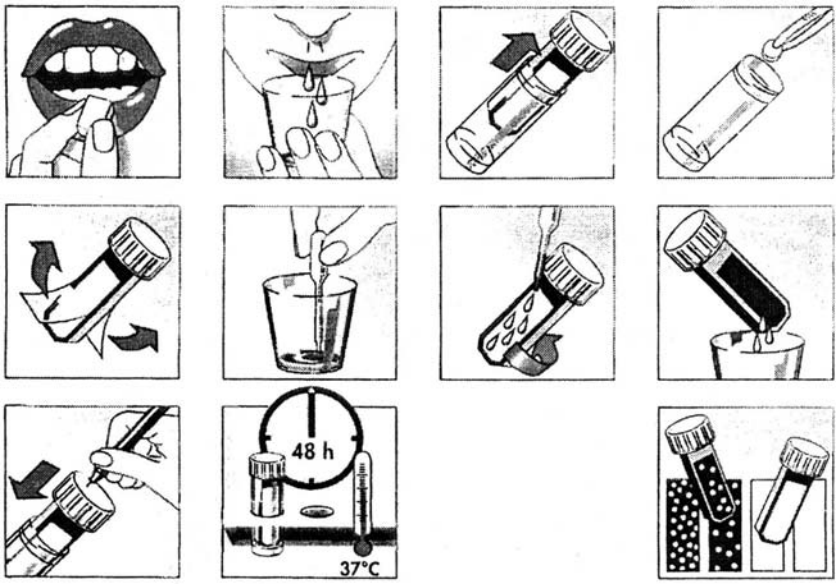
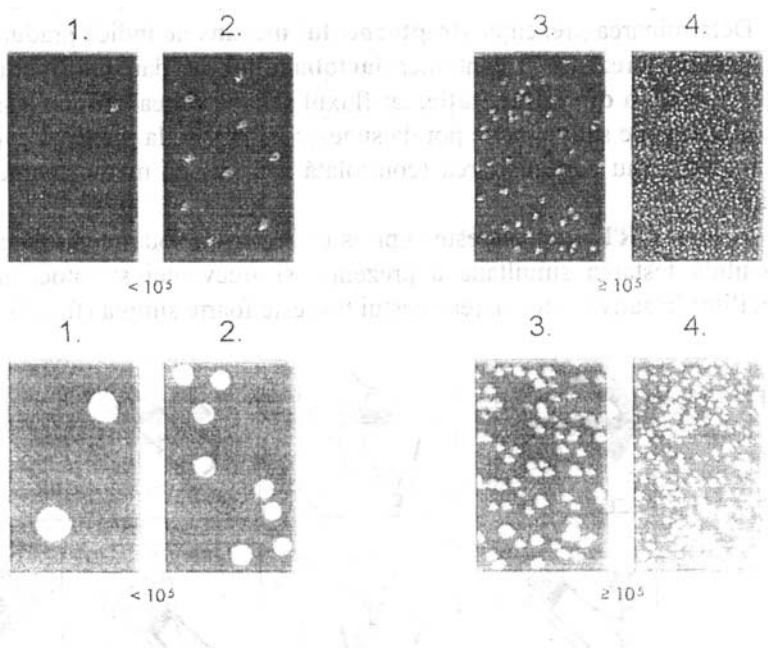


Fig. 25.1. Reprezentarea schematică a desfâşurării testului CRT-bacteria.

Fluxul salivar este stimulat prin masticarea unui bloc de parafină, determinând desprinderea bacteriilor de pe suprafețele dentare. Se recoltează cantitatea necesară de salivă pentru efectuarea testului şi se impregnează benzile speciale, cu mediu de cultură specific pentru streptococul mutans pe o parte şi pentru lactobacili de cealaltă parte. Creşterea altor bacterii prezente în salivă pe aceste medii de cultură este împiedicată de o tabletă de bacitracină care se introduce în epmbeta în care se va pune banda de culturâ. Probele se introduc în continuare într-un incubator, unde vor fi ținute timp de 48 ore, la o temperatură de 37°C (fig. 25.1.).

Rezultatele se vor citi prin compararea cu benzile martor (fig. 25. 2.), determinând numărul sau densitatea unităților bacteriene formatoare de colonii. Astfel, vom distinge patru clase: pentru streptococul mutans - clasa 1 - sub 10^3 colonii, clasa 2 - între 10^3 şi 10^ colonii, clasa 3 - între 10^5 şi 10^6 colonii şi clasa 4 - peste 10^6 colonii, **iar pentru** lactobacili --clasa 1 - 10^3 colonii, clasa2 - 10^4 colonii, clasa 3 - 10^5 colonii şi clasa 4 - 10^6 colonii. **Valoarea prag pentru riscul de carie este de 250.000 colonii bacteriene (îndeosebi streptococ mutans),** iar valorile de peste 1.000.000 sunt corelate cu un risc deosebit de mare la carie, respectiv la parodontită marginală, **la originea cărora stă o igienă bucală deficitară şi obiceiuri alimentare vicioase.** Acest test nu dă informații cu privire la virulența bacteriană. **Cu 0 igienă bucală bună şi folosirea metodelor de fluorizare scade evident cariogenitatea streptococilor mutans prezenți în saliyă.**



Mutans Sîreptococci
(colonii /ml salivă)

loctobaciili
(colonii /ml salivâ)

Fig. 25.2. Citirea rezultatelor testului CRT-bacteria se face prin comparare cu benzile martor.

Testarea capacității de tampon a salivei va releva gradul până la care sunt capabile sistemele tampon salivare să neutralizeze aciditatea mediului bucal, **pH-ul** normal al salivei fiind de **6,4,** deci aproape neutm. Acest **pH,** care este expresia acidității unui lichid, se modifică permanent, sub influența alimentației şi a activității plâcii bacteriene. **Dacă pH- ul scade sub valoarea critică de 5,6 se consideră că saliva este acidifiată şi capacitățile tampon reduse, iar dacă pH-ul scade şi mai mult, sub valori de** 4,5, **capacitatea tampon a salivei este practic inexistentâ, ceea ce favorizează demineralizarea țesuturilor dure dentare, sub acțiunea acizilor bacterieni.**

Testul CRT buffer (Vivadent), de stabilire a eficienței sistemelor tampon salivare este foarte simplu de efectuat (fig.25.3.). Fluxul salivar este stimulat prin masticarea unei bucăți de parafmă. Se recoltează salivă şi se pipetează câtiva stopi pe o bandă Dentobuff, impregnată cu acid. După aproximativ cinci minute, banda se va colora. Interpretarea testului se face prin compararea probei obținute cu o scală de culori (fig. 25.4.). Rezultatele pot fi următoarele:
albastru - pH >*i* 6,0, verde - pH = 4,5 - 5,5 şi galben - pH ^ 4,0.

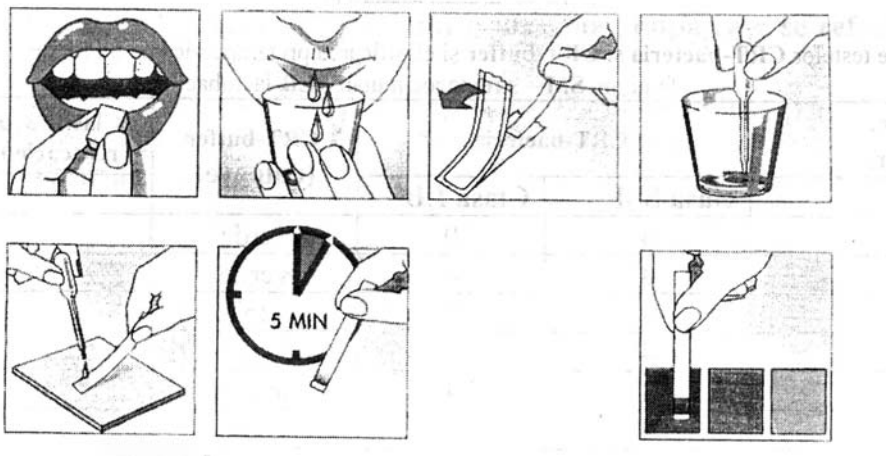


Fig. 25.3. Reprezentarea schematică a desfâşurării testului CRT-buffer.

CAPACITATE

TAMPON

mare **medie** **scazuta**

Fig. 25.4. Citirea rezultatelor testului CRT-buffer se face prin comparare cu o scalâ de culori.

Pe baza rezultatelor acestor teste, se poate face o clasificare preterapeutică a pacienţilor care urmează sâ beneficieze de **PPF** tradiţionale sau implanto-purtate. Această clasificare relevă riscul de carie şi riscul de îmbolnâvire parodontală astfel:

Riscul de carie	/	**Riscul parodontal**
risc minim	O/	fară gingivită, urme de tartru /O (PBI 0-20%)
risc mediu	l/	gingivită, tartru /l (PBI 21-70%) gingivitâ,
risc mare	2/	tartru, pungi gingivale de > 4 mm /2(PBI71-100%) PBI
risc foarte mare	3/	- indicele de sângerare papilară

în continuare, în tabelele 25.1 şi 25.2 prezentăm rezultatele care le-am obţinut pe un lot de 20 de persoane (10 bârbaţi, 10 femei) de vârstă diferită la care am efectuat testele **CRT-bacteria** şi **CRT-buffer** şi clasificarea preterapeutică. Se poate observa că, în general pacienţii de sex masculin au o capacitate tampon mare (albastru) a salivei, pe când la femei este mai degrabă medie. In schimb riscul parodontal, corelat cu riscul la carie, este mai crescut la bărbaţi faţă de femei.

Având în vedere că noi nu recunoaştem şi nu putem aprecia întotdeauna clinic potenţialul agresiv al mediului bucal asupra structurilor dure şi moi la nivelul cârora se vor aplica **PPF** sau proteze implanto-purtate, pot apare o serie de eşecuri. Pentru a elimina unele dintre acestea este bine să introducem **obligativitatea acestor teste,** care apreciază **riscul de carie şi riscul de îmbolnăvire parodontală** la toţi pacienţii care urmează să beneficieze de **RPF** şi restaurări implanto-purtate, făcând o selecţie riguroasă a acestora.

Tabelul25,l.
Rezultatele testelor CRT-bacteria şi CRT-buffer şi clasificarea preterapeutică pe un lot de 10 bolnavi de sex feminin. SM - streptococ mutans, LB-lactobacili.

Nr. crt.	CRT-bacteria		CRT-buffer (culoare)	Clasificare preterapeuticâ risc carie/risc parodontal
	clasa SM	Clasa LB		
1	4	0	verde	3/0
2	4	4	verde	3/1
3	4	0	galben	3/0
4	4	1	albastm	3/1
5	3	4	albastm	2/1
6	4	2	verde	3/0
7	:. . 1. ,.	4	albastm	1/1
8	1	3	verde	1/2
9	*l*	0	verde	1/1
10	3	4	galben	3/2

Tabelul 25.2.
Rezultatele testelor CRT-bacteria şi CRT-buffer şi clasificarea preterapeutică pe un lot de 10 bolnavi de sex masculin. SM - streptococ mutans, LB-lactobacili.

Nr. crt.	CRT-bacteria		CRT-buffer (culoare)	Clasificare preterapeutică risc carie/risc parodontal
	clasa SM	Clasa LB		
1	1	2	albastm	1/1
2	3	1	albastru	2/0
3	4	4	albastru	3/1
4	4	4	albastru	.3/2
5	4	2	albastm	3/1
6	3	2	albastru	2/1
7	4	4	galben	3/2
8	4	2	albastm	3A
9	3	3	verde	3/2
10	4	1	verde	3/2

25.2.1. FORMAREA PLĂCII BACTEMENE

Literatura de specialitate utilizează mai multe noţiuni care defmesc depozitele moi sau solide de pe suprafaţa smalţului sau a **PPF: peliculâ dentară, placă dentară, placâ bacteriană, materia alba, resturile alimentare şi tartrul.**

Pelicula dentară sau pelicula dobândită este reprezentatâ de filmul acelular, de natură organică, dispus direct pe suprafaţa **RPF.** Se deosebeşte de placă prin relativa absenţă a bacteriilor şi prin faptul că nu poate fi îndepărtată printr-o clătire viguroasă sau de spălarea cu

periuța de dinți. Poate fî eliminată prin periajul profesional, după care se reface în câteva ore.

Placa dentarâ este reprezentată de depunerea pe suprafața dinților şi protezelor a unei substanțe de aspect granulos, alb-gălbui, moale, care apare m lipsa igienei orale.

Placa bacteriană constituie un ecosistem organizat, un biofilm, care prin componenta bacteriană şi substratul glico-proteic prezintă un metabolism propriu, ce permite repopularea permanentâ cu microorganisme.

Materia alba reprezintâ dintr-un complex de bacterii şi detritus celular aderent şi lax care acoperâ depozitele de placă organizată. Este lipsită de un „schelet intem" uniform şi regulat ca cel al plăcii bacteriene.

Resturile alimentare sunt particule materiale de origine alimentară, care se pot desprinde de pe suprafețele dentare prin mişcările musculare şi prin clătirile cu apă. Ele se inclavează m zon. le interdentare naturale sau artificiale.

Tartrul este o placă mineralizată, un conglomerat de consistență diferită, aderent la stmcturile dentare naturale sau artificiale supra sau subgingivale. Tartml se depune şi pe suprLfața **PPF** (fig. 25.5.).

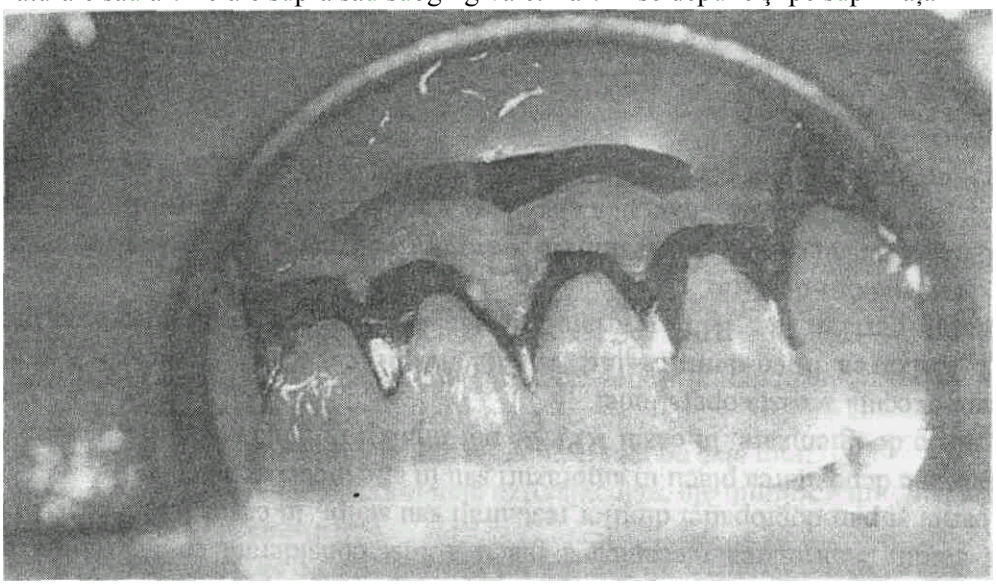


Fig. 25.5. Prezența tartrului pe fața orală a unei RPF metalo-acrilică, după zece luni de la inserare.

25.2.2. ÎNDEPĂRTAREA PLĂCII BACTERIENE

în mod natural placa dentară nu se îndepărtează de pe suprafețele restaurărilor protetice fixe nici prin mestecarea unor alimente consistente şi nici prin clătirea cu apă sau cu diverse soluții antiseptice.

Noțiunea de **controlul plăcii** se referă la toate măsurile luate atât de către pacient, cât şi **de** medic pentru a preveni acumularea plăcii bacteriene şi a altor depozite de la nivelul

coroanelor dentare şi artificiale, al joncțiunii dento-gingivale şi a altor elemente componenete ale **RPF.**

Punerea în evidență a plăcii dentare, care este de obicei invizibilă, se face cu ajutoml **revelatorilor de placă.** Aceştia se prezintă sub forma tabletelor sau a soluțiilor hidrosolubile şi colorează placa în roşu, albastru sau purpuriu, în funcție de colorantul utilizat. La purtătorii de **RPF** se recomandă folosirea de relevatori cu o mare capacitate de colorare numai a plăcii dentare şi nu a placajului fizionomic. Soluțiile colorante mai frecvent utilizate sunt: fuxina bazică 0,03%, alhastru de toluidină 1% iar dintre tabletele revelatoare: **Placolor, Ceplac, Red-Cote.**

^ Eliminarea plăcii dentare se poate face doar prin **metode mecanice** sau prin **metode chimice.** în ambele cazuri colaborarea cu pacientul este obligatorie.

25.2.2.1. ELIMINAREA MECANICA A PLACII DENTARE

Controlul plăcii dentare la pacienții purtători de proteze fixe a constituit subiectul a numeroase studii. Suprimarea mecanică a plăcii a fost considerată ca un mijloc eficient m profilaxia cariei şi parodontopatiei dinților restaurați sau stâlpi. în cazul **RPF** această îndepărtare mecanică previne depozitarea plăcii în ambrazuri sau m alte locuri de retenție

Măsurile de igienizare, în cazul **RPF** se pot împărți în două categorii mari, în funcție de persoana care execută această operațiune:

1. Igienizarea buco-dentară individuală /home care/ se efectuează la domiciliu de către pacientul purtător de **RPF.** Periajul dentar constituie o componentă a programului individual de igienă oro-dentarâ.

2. Curățirea mecanică, profesională a dinților restanți şi a **RPF** constâ m principiu în îndepârtarea plăcii dentare de către personalul instruit - asistenta de profilaxie sau medicul stomatolog - cu ajutoml unor paste şi dispozitive speciale, confecționate în acest scop, acționate deobicei rotativ.

25.2.3. IGIENIZAREA INDIVIDUALĂ

Indepărtarea mecanică clasică a plăcii dentare prin igiena buco-dentară individuală constituie şi la ora actualâ modalitatea cea mai sigură şi de încredere, iar materialele ajutâtoare acestor procedee sunt la îndemâna populației şi la un preț relativ convenabil.

Mijloacele utilizate pentru îndepărtarea mecanică a plăcii sunt următoarele:

- peria dentară

- acționată manual;
- acționată electric;

- dentifricele;

~ mijloacele auxiliare sausuplimentare de igienă;

- firul dentar (mâtasea dentarâ, dental floss);
- stimulatoarele interdentare;
- periuţele interdentare;
- hidropulsoarele bucale (water pick).

25.2.3.1. PERIAJUL DINŢILOR RESTANŢI ŞI AL RESTAURĂRILOR PROTETICE FIXE

Nu există o metodă de periaj universal valabilă, care sâ fie adecvată pentru toate categoriile de pacienţi. Deşi până m prezent au fost descrise peste 30 de tehnici de periaj, cercetări îndelungate au demonstrat, că nici una dintre ele nu poate obţine un sufragiu universal. Alegerea periuţei de dinţi cât şi a tehnicii de periaj depinde de o serie de particularităţi individuale: vârsta, starea dento-parodontală, prezenţa sau absenţa obturaţiilor şi mai ales a restaurârilor protetice.

0 metodă eficientă de periaj pentru purtătorii de proteze parţiale fixe trebuie sâ îndeplinească următoarele condiţii:

- să curețe foarte bine toate suprafeţele extraalveolare ale dinţilor naturali şi artificiali;
- să nu lezeze ţesuturile dure dentare naturale şi nici pe cele moi;
- sâ fie simplă, uşor de însuşit şi practicat:
- însuşirea ei după un timp să constituie un reflex automatizat, inconştient şi sâ se integreze în deprinderile igienice de rutinâ;
- să fie executată sistematic, pe grupe de dinţi, vestibular, oral, ocluzal.

Periajul trebuie să cuprindă toate zonele arcadelor dentare. Se începe cu regiunea molarâ a unei arcade şi se face periajul pe feţele vestibulare sau orale, înconjurând arcada dentară până la punctul de unde a început. Acelaşi procedeu se aplică pe arcada antagonistă, până sunt periate toate zonele accesibile. Ultima zonă va fi cea ocluzală.

în funcţie de necesităţile individuale de periaj, obiceiul alimentar şi tehnica de periaj utilizată, se consideră necesare 10-20 mişcâri pentru fiecare zonă.

Eficienţa unui periaj constă m suprimarea plăcii dentare, eliminarea resturilor alimentare, stimularea keratinizării gingivale, activarea microcirculaţiei locale prin intermediul masajului, fară a leza însă ţesuturile parodontale.

Tehnicile uzuale cunoscute de către pacienţi, dacă sunt corect efectuate, asigură un oarecare grad de curăţire a dinţilor artificiali, dar nu prezintă o eficienţâ ideală.

Periajul orizontal nu este eficient în spaţiile interdentare şi este agresiv pentru ţesuturile moi, determinând retracţie gingivală şi abrazie cervicală la dinţii neacoperiţi de coroane de înveliş.

Periajul circular, deşi este uşor de însuşit, nu curăţă sufficient feţele aproximale şi nu asigură un masaj gingival corespunzător.

Periajul vertical, cel mai corespunzător m privinţa eficienţei, nu curăţă sufficient de bine suprafeţele cervicale, la nivelul imghiurilor gmgivo-dentare şi nici zonele profunde ale feţelor aproximale.

Periuţele de dinţi. Pacienţii purtători de **PPF** pot utiliza atât periuţe comune (convenţionale), dar există şi **perii speciale,** destinate pentru aceste situaţii (fig. 25.6.).

In general periuţa trebuie să fie adecvată tehnicii de periaj şi situaţiei clinice. Dacă t239

purtătorul de proteze fixe va avea doar o periuță convențională el poate să şi-o modifice astfel: cu o lamă de ras, brici sau cu o foarfecă adecvată să radă smocurile periei dinspre mâner către capătul periei astfel încât la nivelul extremității să rămână doar 2-3 rânduri de smocuri. Cu ajutoml acestei perii scurtate, cu smocuri puține, aşezate la capătul mânerului se poate insinua mai uşor în spațiile orale ascunse ale restaurărilor protetice fixe (27).

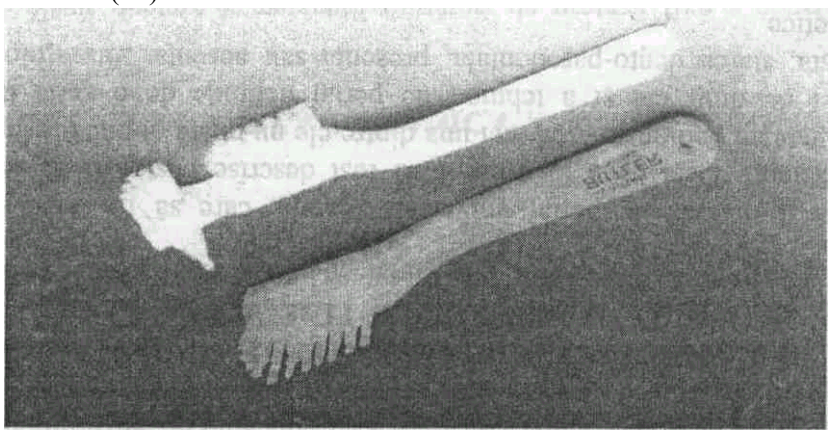


Fig. 25.6. Perii speciale destinate periajului restaurârilor protetice.

Perîuțele electrice sunt indicate în special în zonele posterioare, pe fețele orale, unde accesul este mai dificil cu o periuță obişnuită acționată manual, la indivizi cu o manualitate deficitară, handicapați fizic sau psihic, bolnavi spitalizați şi imobilizați la pat.

Periajul electric este cu ceva mai agresiv față de cel manual. Restaurările protetice fixe cu componentâ polimerică sau obturațiile fizionomice se uzează mai repede, dar suprafețele metalice se pot curâți mai eficient şi cu succes.

Pastele de dinți sunt preparate ajutătoare care potențează acțiunea de curățire a dinților, şi protezelor fixe prin periaj. Compuşii organici ai fluorului au fost înglobați în aproape toate pastele de dinți utilizate astăzi de către populația infantilă.

Aşa cum nu putem vorbi de o perie de dinți universală, nu există nici pastâ de dinți ideală. Medicul stomatolog şi asistenta de profilaxie trebuie să cunoască toată gama de produse uzuale, şi din această diversitate, sâ recomande pasta de dinți cea mai potrivită pacientului.

Criteriile de recomandare sunt: vârsta pacientului, predispoziția la caria dentară, semne care trădează o parodontopatie, **prezența restaurârilor protetice fixe sau mobile,** frecvența obturațiilor coronare de clasa a II-a, predispoziție la formarea tartrului, fumatul, boli generale (ex.:diabetul), regimul alimentar etc.

25.2.3.2. MIJLOACELE COMPLEMENTARE DE IGIENA

Suprafețele interdentare necesită o atenție deosebită atât din punct de vedere igienic, cât şi profilactic. Ambrazurile cervicale constituie locul de elecție unde debutează boala parodontală prin inflamația gingivalâ, formarea de pungi şi sângerări. **Unul dintre locurile vulnerabile este vecinătatea unui element de agregare cu un dinte natural şi mai ales conformarea ambrazurii dintre dintele natural şi elementul de agregare.**

25.2.3.2.1. FIRUL DE MATASE

Utilizarea **firului dentar** sau a **mătăsii dentare (dental floss)** se recomandă la pacienţii cu parodonţiul sănătos, fără retracţii gingivale m zonele aproximale şi cu suprafeţe dentare plane sau convexe m această zonă (10). Se foloseşte cu precădere pentru eliminarea plăcii de pe feţele interproximale.

Poate fi benefică folosirea fînilui dentar şi la bolnavii cu atrofie gingivală interdentară, dar nu este eficace m cazul suprafeţelor proximale radiculare concave.

Firul dentar poate fi cerat sau necerat, răsucit sau nerăsucit şi impregnat sau nu cu fluor (fig. 25.7.). Utilizarea lui este frecventă la purtătorii de **RPF** metalo-ceramice sau metalo-acrilice dar necesită o indemânare şi un instructaj special (fig. 25.8.).

Fig. 25.7. Firele de mătase speciale pentru restaurârile protetice fixe.

Prezentăm m continuare o metodă simplă, cunoscută şi apreciată m **preventologia protetică,** prin care se poate reduce riscul înserării unei **RPF** incorect (25,26,27,28). înainte de placarea cu material fizionomic se verifică adaptarea scheletului metalic m cavitatea bucală. Cu această ocazie se verifică uşurinţa prin care penetrează firul de mătase sub corpul de punte. în caz de contact prea strâns cu mucoasa, se poate elibera această zonă fară dificultate şi fară să afecteze componenta estetică, încă nerealizată.

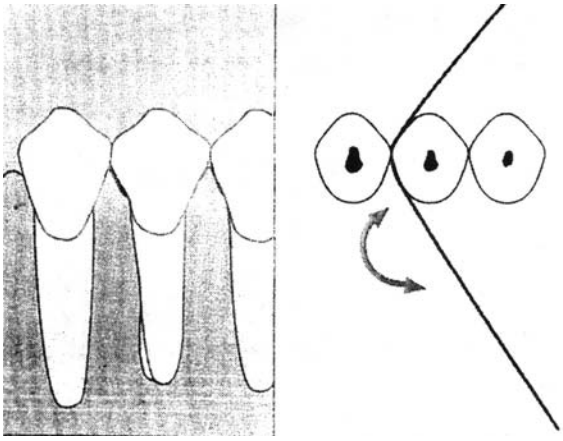


Fig. 25.8. Schiţa eficienţei firului de mătase (dental floss) în spaţiul proximal.

După finalizarea **RPF** bolnavul este motivat şi instruit asupra metodelor şi tehnicilor de igienizare mecanică pe modelul de lucm de către medicul stomatolog sau asistenta de profilaxie (fig. 25.9.).

Se trece apoi la fixarea provizorie a protezei. După una-două săptămăni de purtare, **RPF** se îndepărtează şi împreună cu pacientul se verifică eficienţa igienei individuale specifice. Dacă această probă este pozitivă se face remotivarea şi reinstruirea lui. Se trece la fixarea de durată atunci când performanţele individuale de curăţire artificială devin promiţătoare.

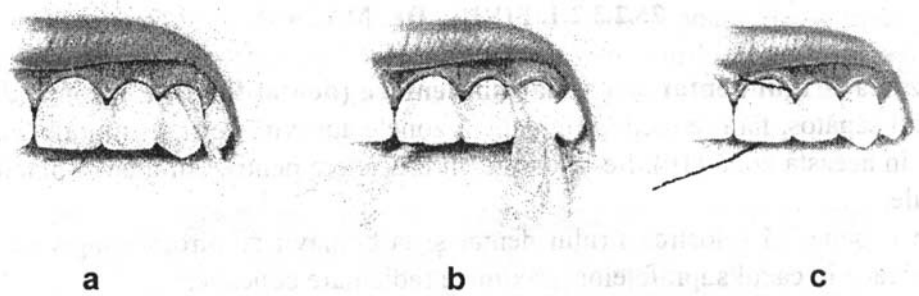


Fig. 25.9. Utilizarea firului dentar special (super floss) la restaurările protetice fixe (a,b,c).

25.2.3.2.2. PERIUȚELE INTERDENTARE

Curățirea spațiilor interdentare largi şi a spațiilor interradiculare la molarii cu furcația expusă, precum şi a ambrazurilor cervicale ale protezelor fixe se poate realiza eficient cu **periuțele interdentare._S-au** răspândit două tipuri de astfel de periuțe: **cu un singur smoc de perii (periuța monotufă) şi conice, cu firele montate pe un mâner** (10) (fig. 25.10.).

Periuțele cu un singur smoc se compun dintr-un mâner cu dispunerea firelor asemănător **periilor de spălat sticle /bottle neck brush/,** periuțele conice de dimensiuni mici sunt montate pe un mâner subțire de sârmă. Aceste periuțe conice se insinuează uşor în ambrazurile protezei şi printr-o mişcare scurtă antero-posterioară, vestibulo-oralâ se realizează o bună curățire a suprafețelor aproximale şi a spațiilor interradiculare la

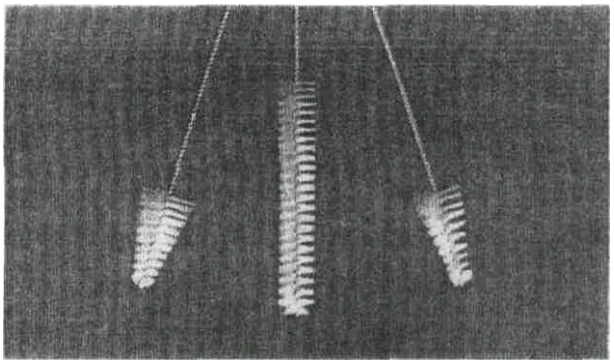


Fig. 25.10. Periuțele interdentare cu mâner de sârmă râsucită. molarii CU furcația deSCOperită (fig. 25.11.).

Fig. 25.11. Utilizarea periuței interdentare la RPF (a,b).

în fig. 25.12. prezentăm schița eficienței periuței interdentare monotufe conice şi cilindrice, iar în fig. 25.13. câteva periuțe interdentare montate la diferite mâniere.

25.2.3.2.3. STIMULATORUL GINGIVAL

Dispozitivul triunghiular denumit **stimulator gingival,** confecționat din **lemn moale, cauciuc sau material plastic** s-a dovedit a fi util în cazul anumitor situații morfologice specifice.

Se utilizează cu baza triunghiului spre gingie într-un unghi înclinat spre coroana dintelui. Se presează uşor spre faţa proximală a dintelui vecin şi se execută mişcări antero-posterioare şi de sus în jos, în funcţie de mărimea spaţiului interdentar. Se repetă acest procedeu de mai multe ori în fiecare ambrazură. Inconvenientul folosirii stimulatorului este inaccesibilitatea dinspre faţa linguală (fig. 25.14.).

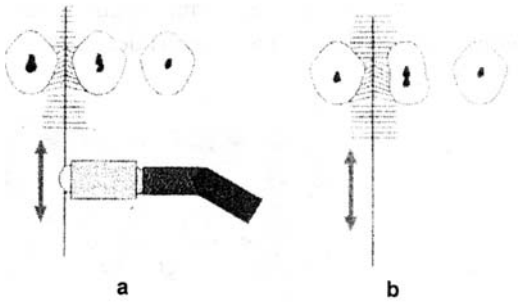


Fig. 25.12. a. Schita eficienţei periuţei interdentare monotufe conice. b. Schiţa etlcienţei periuţei interdentare monotiife cilindrice.

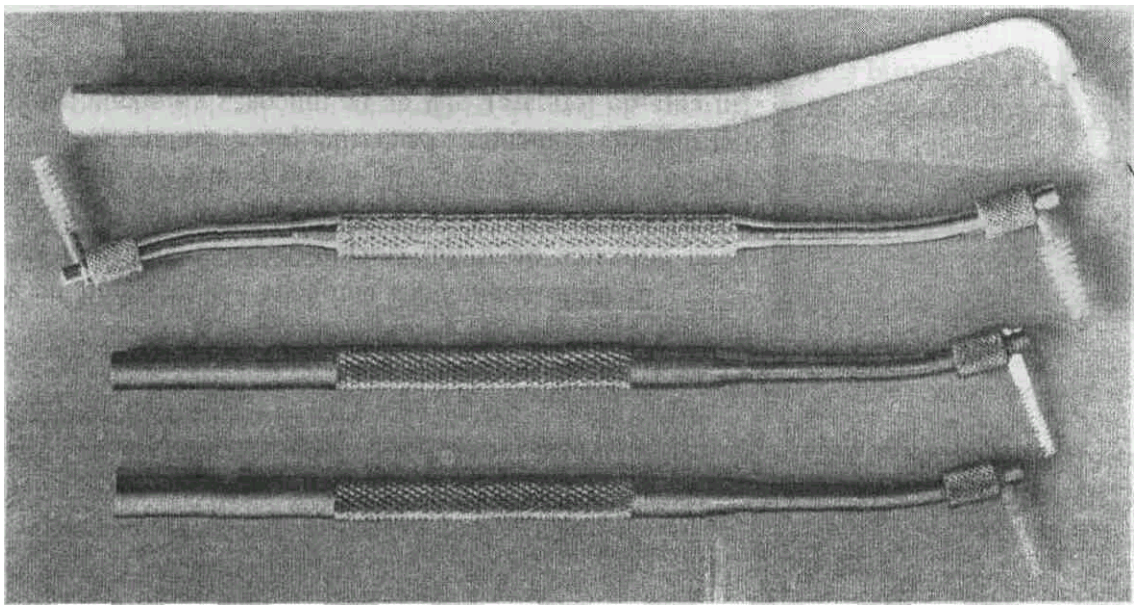


Fig. 25,13. Periuţele interdentare montate pe mâner.

Stimulatoarele din cauciuc au o formă conică şi pot fi ataşate uneori mânerului unor periuţe de dinţi dovedîndu-se eficiente atât în curăţirea spaţiilor proximale, cât şi în masajul gingival (fig. 25.15).

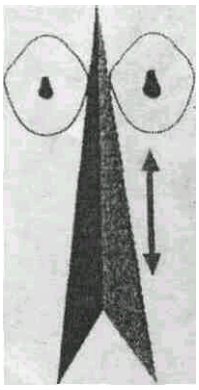


Fig. 25.14. Schiţa eficienţei stimulatorului gingival triunghiular.

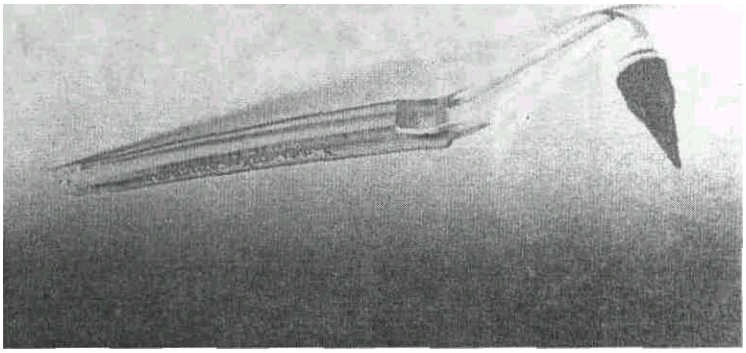


Fig. 25.15. Stimulatorul gingival de formă conică din cauciuc.

în fig. 25.16. prezentăm modul de acțiune a stimulatomlui gingival pe arcada dentară cu retracții gingivale şi cu ambrazuri deschise.

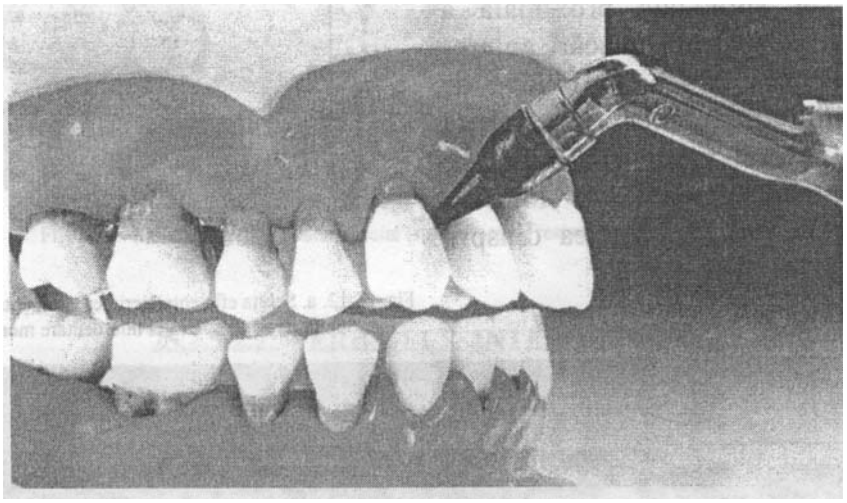
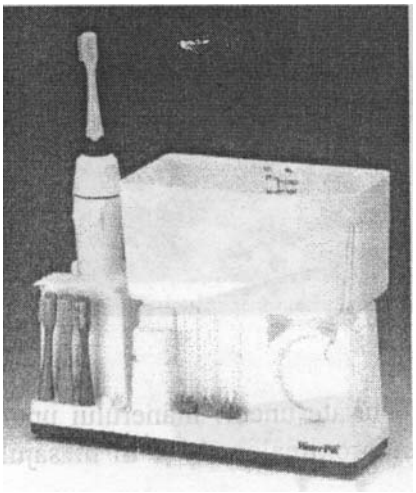


Fig. 25.16. Modul de acțiune a stimulatorului gingival pe arcada dentară cu retracție gingivală şi cu ambrazuri deschise.

25.2.3.2.4. HIDROPULSORUL



în țările comunitâții europene s-a râspândit pe scară largă utilizarea **duşurilor bucale.** Acestea sunt mici aparate electrice şi au rolul de a asigura o irigație buco-dentară sub presiune. Cu ajutoml hidropulsorului se îndepărtează detritusurile alimentare, bacteriile, placa dentară neorganizatâ (în curs de formare), atât de pe mucoasa gingivalâ cât şi dm zonele greu accesibile periajului, mai ales la purtători de **RPF** şi aparate ortodontice fixe (10) (fig. 25.18.).

Irigațiile bucale cu **hidropulsorul /water pick/** nu substituie periajul deoarece nu pot îndepârta placa dentară formată, aderentă şi ataşătă. Este considerat un instmment util, adjuvant al periajului, care însă nu-1 înlocuieşte (fig. 25.17).

Au fost concepute periuțe de dinți care se pot ataşa hidropulsomlui, mărind astfel eficiența lavajului bucal.

Fig. 25.17. Hidropulsorul Water Pik Dental-Centei cu perie de dinți electricâ tip WP - 50E.

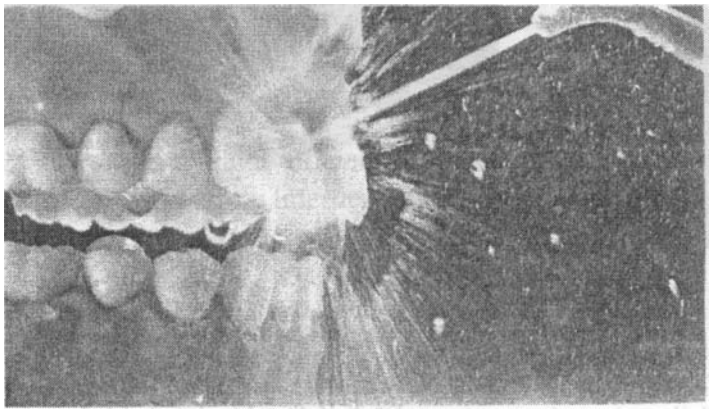


Fig. 25.18. Lavajul spațiilor intedentare.

25.2.4. IGIENIZAREA PROFESIONALA

Igienizarea mecanică profesională urmăreşte îndepărtarea în totalitate a plăcii dentare, atât de pe suprafeţele uşor accesibile, cât şi de pe cele retentive. Se efectuează de obicei la încheierea unei **şedinţe de control (recall).** Un periaj profesional atent şi minuţios executat, este urmat de suspendarea formării de noi plăci pentru 24 - 30 de ore, perioadă mult mai lungă decât cele 12 ore după care apare placa în urma unui periaj dentar manual individual cu o tehnică corectă.

Tehnica curăţirii mecanice profesionale începe cu prepararea unei paste speciale. Pe o placă de sticlă curată sau într-un godeu de porţelan se amestecă o cantitate apreciată ca suficientă pentru ambele arcade.

Există mai multe reţete de combinaţii şi proporţii între diverse produse, important este ca substanţa de bază abrazivă să constituie ceva mai mult, decât jumătatea din cantitatea totală a agentului de curăţire. în situaţia când nu dispunem de un produs tipizat, putem realiza o reţetă după cum urmează:

Rp/Caolină I —
Dioxid de siliciu I aa = 5g
Silicat de magneziu calcibat I
Apăoxigenată l0ml
0 pastă de dinţi odorizatâ / de ex. Colgate, Aquafresh etc./şş

Apoi cu ajutorul unor dispozitive de cauciuc, perii de forme diferite montate la piesa contraunghi, utilizând pasta preparată, se efectuează curăţirea mecanică profesională (fig. 25.19.).

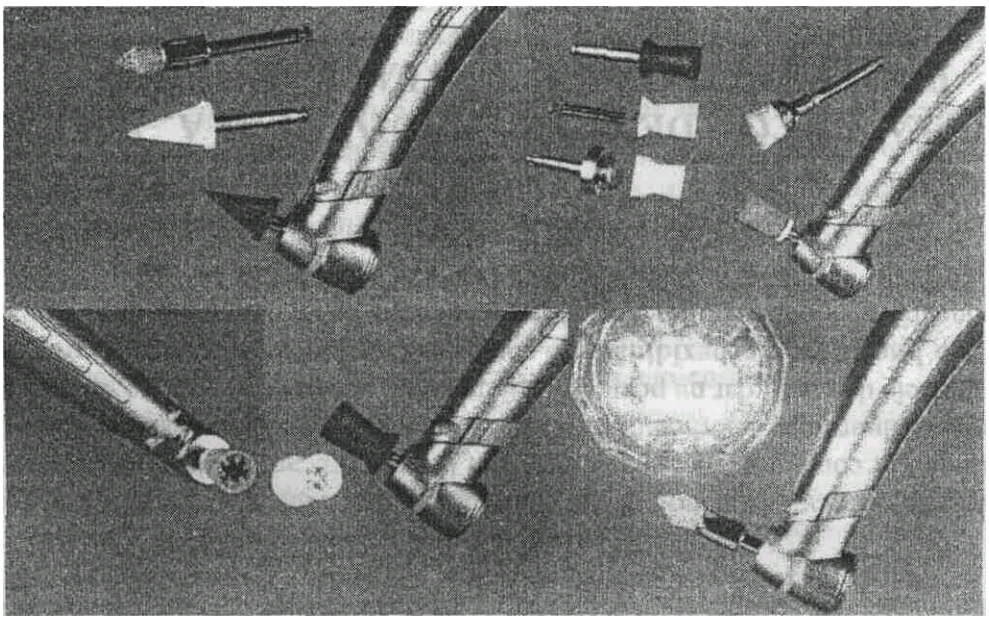


Fig. 25.19. Instrumentarul necesar pentru igienizare mecanică profesională: dispozitive de cauciuc de forme diferite, perie cu mandrinâ micâ pentru piesa contraunghi.

Firma Oral-B recomandâ (10) o tehnică de periaj electrică, o igienizare individuală cu presiune dozată - **power assisted brushing** - prin care, dupa o instruire adecvatâ, purtătorii de **RPF** pot folosi aparatul şi acasă, în cadrul igienei individuale, neasistate.

Tehnica periajului profesional clasic este aceiaşi şi la purtâtorii de RPF, cu menţiunea că operatorul să cunoascâ zonele vulnerabile ale restaurării. Astfel, conectorul se va confecţiona permiţând un unghi de acces. în funcţie de designul restaurării şi rapoartele sale cu mucoasa crestei edentate, periajul profesional poate acţiona eficient şi se pot obţine suprafeţe curate, netede şi un mediu ecologic saprofit.

Această tehnică poate fi efectuată de asistenta de profilaxie, care va consemna, corect m fişa personală a bolnavului data efectuării igienizârii mecanice prin periaj profesional.

Ritmul de aplicare a igienizării inecamce prin periaj profesional la purtătorii de **RPF** este variabil în funcţie de:

- vâscozitatea salivei;
- ritmul de formare a plâcii dentare;
- eficienţa periajului individual şi al metodelor auxiliare de igiemzare (oraTy tehnică, îndemânarea pacientului sau la bolnavii handicapaţi etc);
- gradul de predispoziţie şi risc la carie;
- întinderea **RPF.** în cazul restaurârilor cu trei, patru sau mai multe elemente de agregare igienizarea profesionalâ se impune cu o periodicitate riguroasă, şi constituie parte componentâ al şedinţelor de control din cadrul dispensarizârii.

Restaurârile protetice pe implante beneficiazâ de o atenţie deosebită pe parcursul igienizârii profesionale. Pentru evitarea contaminării sau deteriorării suprafeţelor de titan ale implantului se recomandâ utilizarea unor instrumente cu parte activâ din material plastic.

25.2.5. CONTROLUL PLĂCII DENTARE PRIN MIJLOACE CHIMICE

Micşorarea ritmului depunerii plâcii dentare se poate realiza şi cu ajutorul diverselor substanţe chimice. în comerţ se gâsesc ape şi soluţii bucale, precum şi alte produse care conţin diverşi compuşi fluomraţi, clorhexidină etc. Utilizarea acestor preparate poate reduce semnificativ indicele de placă, dar nu poate înlocui un periaj dentar efectuat cu o tehnică corectă.

Lavajele bucale cu clorhexidină sunt contraindicate la pacienţii cu restaurări protetice fixe cu componentâ fizionomică polimerică, deoarece aceasta poate colora atât **RA,** cât şi **RDC.**

25.3. IGIENA BUCO - DENTARĂ INDIVIDUALĂ, SPECIFICĂ PROTEZATILOR CU RESTAURĂRI FIXE

Postulatele concepţiei şi realizârii **RPF** cu rigoarea respectării tuturor canoanelor cu privire la principiile profilactice, parodontoprotectoare trebuie bine cunoscute atât de către

medicii practicieni, cât şi de către tehnicienii dentari.

Conform acestor principii trebuie avute în vedere - printre altele - **materialele** din care sunt confecţionate protezele fixe, **designul** şi **relaţiile** lor cu joncţiunea dento-gingivală şi cu creasta alveolară edentată.

Atât elementele de agregare, cât şi intermediarii trebuie concepuţi şi realizaţi în aşa fel, încât autocurăţarea să se efectueze pe o suprafaţă cât mai mare, iar accesul prin manevrele de igienizare artificială să cuprindă toate detaliile viitoarei proteze.

Practicarea unei igienizâri speciale a **RPF** cu mijloacele auxiliare de profilaxie s-a înrâdăcinat deja m lumea civilizată şi a început sâ fie cunoscutâ şi la noi, îndeosebi în cazul protezelor fixe placate cu ceramică sau la suprastructurile inserate pe implante.

Medicina contemporană în general şi stomatologia restaurativă m special, se bazează pe principiile terapiei cu efecte dovedite **/evidence-based medicine/.** în acest sens STEIN (29,32) în cercetările sale demonstrează efectul traumatogen al intermediarilor acolo unde ei vin m contact sub formă de şa sau semişa cu creasta alveolară edentatâ. El atrage atenţia asupra importanţei formei convexe şi asupra netezirii şi fmisării perfecte. Autorul demonstrează o strânsă corelaţie între retenţionarea de sub corpul intermediarilor şi reacţiile inflamatorii ale mucoasei subiacente. în aceste studii se menţionează că în toate cazurile în care existâ contact între intermediari şi mucoasa crestei alveolare, prezenţa unui proces inflamator cronic se poate demonstra pe cupele histologice prelevate de la acest nivel.

Medicul practician se întâlneşte zilnic cu situaţii când după îndepârtarea protezelor parţiale fixe de acest gen se pot observa clinic leziuni ulcerativ - erozive la nivelul zonelor de contact. Cercetările lui CAVADOS (11) sunt elocvente m acestă direcţie. El a urmârit protezele fixe unde tehnicianul dentar a efectuat gravarea modelului. Dupâ o perioadă de patru luni de purtare, modificările mucozale de gravitate diferitâ au fost prezente m toate cazurile.

întroducerea firului de mătase sub corpul restaurării suspendate, punctiforme sau chiar tangente este o metodă prin care se indepârtează pelicula depusă pe piesa protetică m zonele retentive inaccesibile autocurăţirii. Raportul în şa sau semişa al corpului restaurării cu creasta alveolară prezintă zone concave, care nu permit igienizarea mecanică cu ajutorul firului de mătase (fîg. 25.20.).

Importanţa igienizării atente şi exigente a **RPF** este dictată de o serie de experimente în masă. Cercetări epidemiologice (25,28) efectuate m Banat pe un lot de 535 purtători de proteze fixe relevă aspecte interesante:

a) Aproape jumătate din **RPF** prezente la pacienţii lotului cercetat **au fost metalo-acrilice,** jumătatea cealaltă fiind **metalo-ceramice** şi **metalo-compozite.**

b) Numâml **RPF** la maxilar (55,5%) este apropiat de cel de pe mandibulă (44,5%). în ambele situaţii predomină protezele fîxe din zona lateralâ, ceea ce sugerează prezenţa predominantă a edentaţiei m această zonă.

c) Forma convexâ a intermediarilor (în zona crestei), favorabilă autocurăţării şi igienizării a fost de 47,1%. **Forma concavă a feţei mucozale a intermediarilor a fost depistată m** 37,9% **şi modelajul total inadecvat, în linie dreaptâ în** 15% **din cazuri.**

d) La 50,8% dintre pacienţi s-a constatat retenţie de alimente şi acumulare de placă, 24,3% prezentând semne inflamatorii.

e) 85,4% dintre pacienţii lotului recunosc necesitatea periajului şi igienizării protezelor parţiale fixe; 66,6% întreţin o igienă prin periaj dentar farâ a respecta frecvenţa corectă a acestora şi 27,6% au auzit de necesitatea utilizârii mătăsii dentare.

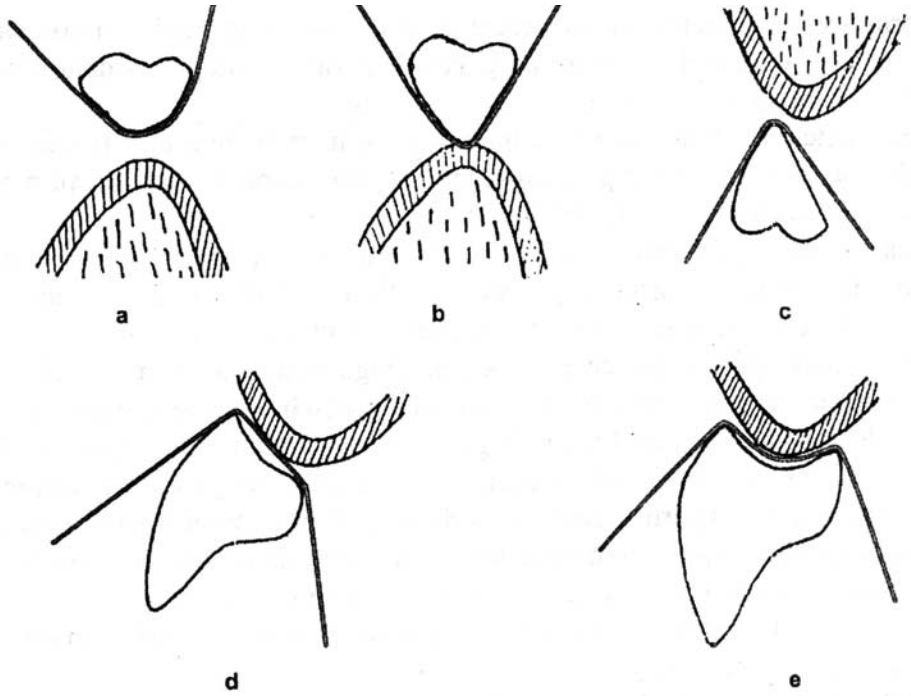


Fig. 25.20. Eficiența firului de mătase introdus sub diferitele tipuri de intermediari: a,b,c - permite igienizarea mecanică cu ajutorul firului de mătase; d,e - raportul în şa şi semişa al corpului restaurării cu creasta alveolară prezintâ zone concave, care nu permit igienizarea mecanicâ cu ajutorul firului de mătase.

25.4. IGIENA BUCO - DENTARA INDIVIDUALA, SPECIFICA PACIENȚILOR CU RESTAURĂRI PROTETICE FIXE PE IMPLANTE

Unul dintre cele mai importante aspecte ale refacerilor protetice pe implante şi care adeseori influențează decisiv longevitatea acestora este realizarea şi menținerea unei stări de igienâ buco-dentară optimâ.

Imediat după inserarea suprastmcturii protetice, care poate fi mobilizabilă sau fixă, pacientul trebuie instmit asupra metodelor de igienizare a ansamblului mezo - suprastructurâ sau a suprastmcturii, astfel încât să se prevină afectarea țesuturilor periimplantare.

Mijloacele ajutătoare de igienizare se aleg în funcție de tipul suprastructurii şi de manualitatea pacientului. Deoarece suprafața implantului poate fi lezată uşor, sunt indicate **periuțele de dinți** clasice, cu perii moi şi capete rotunjite. **Dentifrîcele utilizate trebuie să fie puțin abrazive.** Periajul poate fi completat cu digluconat de clorhexidină, la indicația medicului.

Pentru curățirea interproximală se poate utiliza **mătasea dentară** sau benzi şi fire de bumbac, care se introduc dinspre vestibular spre oral, pe sub suprastructură, înconjurând stâlpul

implantului. Prin mişcări de frecare orizontale se realizează curățirea feței orale a implantului şi a feței mucozale a suprastructurii.

Pentru igienizarea interproximală se utilizează cu succes **periuțele interdentare.** Utilizarea **duşurilor bucale** este indicată doar m completarea metodelor de igienizare, având grijă să nu se direcționezejetul de apă în șanțul gingival.

Periuțele electrice sunt indicate m special în zona posterioară, pe fețele orale, unde accesul este mai dificil cu o periuță obişnuită acționată manual, neputându-se doza presiunea necesară unei curățiri eficiente a acestor suprafețe.

Este bine ca igienizarea mecanică să fie completată de clătiri repetate cu ape de gură, cu componente detergente şi dezinfectante. La pacienții cu fațete fizionomice polimerice, este recomandată evitarea pe cât posibil a lavajelor cu clorhexidină.

0 atenție deosebită trebuie acordată protezelor dentare sprijinite pe implante la care componenta fizionomică a fost supraconturată (ridge-lapping) din motive estetice. Zona poate fi igienizată optim cu firul de mătase care va fi trecut pe sub componenta fizionomică.

In şedințele de control ulterioare aplicării suprastructurilor, trebuie verificată eficiența igienizării efectuate de pacienți. încheierea unei şedințe de control se realizează prin efectuarea periajului profesional. Prin studii clinice SCHROEDER (31) a demonstrat că atât pe suprafețele metalice sau ceramice ale implantului, cât şi la nivelul suprastructurii se depune placă bacteriană. Astfel, **după 10 zile de la igienizarea profesională s-a constatat prezența unui strat de 25-40 l.im de placă bacteriană,** care se îndepărtează mai uşor de pe suprafața ceramică, comparativ cu cea din titan.

Pentru evitarea contaminării suprafețelor de titan ale implantului se recomandă utilizarea unor instrumente cu partea activă din material plastic. Cele mai utilizate sunt chiuretele cu partea activă plastică, periuțe, gume şi pufuri, asociate cu paste slab abrazive.

Dacă suprastructura este demontabilă sau mobilizabilă, se recomandă îndepărtarea acesteia şi igienizarea ei într-o baie cu ultrasunete.

25.5. IN LOC DE CONCLUZII

Protezele fixe, prin forma şi imobilitatea lor au suprafețe greu accesibile autocurățării şi curățării, ceea ce implică o foarte bună prelucrare şi lustruire a suprafețelor. în cazul RPFzonele care scapă adeseori unei lustruiri mecanice corecte sunt cele **„ascunse",** slab aerate, puțin sau deloc scăldate de lichidul bucal. Acestea sunt: **suprafața mucozală ce vine în contact cu creasta edentată, papila interdentară şi fețele proximale ale elementelor de agregare ce vin în contact cu dinții vecini.**

Prezența porozităților, a striațiilor reziduale rezultate prin prelucrări şi lustruiri imperfecte, constituie locuri de retenție a plăcii bacteriene, la adăpostul cărora au loc procese de fermentație cu formare de amoniac, sulfocianați, hidrogen sulfurat, ce favorizează pe de o parte

scăderea fiabilității restaurării protetice prin coroziunea electrochimică a unor aliaje, iar pe de altă parte inflamația țesuturilor moi subiacente.

Igienizarea **RPF** este obligatorie, deoarece ori cât de perfect sunt concepute, prelucrate şi lustruite, retenția plăcii dentare este greu de preîntâmpinat

25.6. Bibliografie

1. Anderson M.H.; et colab.: - *Professionelle Prâvention in der Zahnarztpraxis.* Urban & Schwarzenberg. Miinchen-Wien-Baltimore. 1994.

2. Attin T.; Bouchalla W.; Trett A.; Hellwig E.: - *Toothbrushmg abrasion of polyacid-inodljîed composites in neutral and acidic buffer solutions.* J.Prosthet.Dent. 1998. 80.(2). p. 148-150.

3. Bassi F.; Mantecchini G.; Carossa S.; Preti G.: - *Oral conditions and aptitude to recive implants in patients with removable partial denture a cross-sectional study. Part.l. Oral conditions.* J.Oral.Rehabil. 1996. 23.(1). p.50-54.

4. Bânoczy J.; Nyârasdy I.: - *Preventiv fogâszat.* Medicina KOnyvkiado Rt. Budapest. 1999. Cap.9. p.264-273..

5. Bauch J.: - *Prophylaxe ein Leben lang.* Deutscher ărzt-Verlag Koln 1995. Cap. 8. p. 97 - 113.

6. Bauw C.: — *Prothese dentaire. Des soins d'hygiene is important.* Soins-Gerontol. 1996. 2. p. 22-24.

7. Bocskay I.; Matekovits Gy.: - *Fog es szâjbetegsegek megelozese.* Ed.EME Kolozsvâr. 1999.

8. BoBmann K.; Heinenberg J.B.: - *Zahnârztliche Hygiene.* Quintessenz Verlags-GmbH. Berlin. 1984.

9. Bratu D.; Fetzer W.; Bratu E.; Romînu M.: - *Puntea pe implante.* Ed. Helicon. Timişoara. 1996. Cap. 11. p. 155-158.

10. Braun ed.: - *A pacient guide to good oral hygiene.* Oral B. 2000.

11. Cavados E.: - *Tissue response to fixe partial denture pontics.* J.Prosthet.Dent. 20. 143. 1968.

12. Dânilâ I.;Vataman R.; Iliescu A.; Ungureanu C.: - *Profilaxie stomatologică.* Ed. Didactică şi Pedagogică, R.A. Bucureşti. 1996.

13. Donly K.J.; Vargas M.; Meckes M.; Shama A.; Kugel G.; Hurley E.: — *In vitro comparison of restoration \vear and tensile strength following extended brushing with Sonicare and a manual toothbrush.* J.Clin.Dent. 1997.8(1 Spec. No.) p.30 - 35.

14. DuCoin F.J.: - *Dental implant hygiene and mamtenance: home and professional care.* J.Oral Implantol. **1996.** 22(1). p. 72-75.

15. Duncan J.P.; Taylor T.D.; Kosis D.L: - *A simple toothbrush modification for easier implant-supported prosthesis hygiene.* J.Prosthodont. 1998. 7(1) p.49-50.

16. Grivu 0.; Podariu A.; Băilă A.; Pop I.: - *Prevenția m stomatologie.* Mirton. Timişoara. 1995.

17. Hansen P.A.; Woolsey G.; Killoy W.J.; Hanson C.: - *Effect of brushmg with sonic and counterrotational toothbrushes on the bondstrength offull vencer crowns.* J.Prosthet.Dent. 1998. 80(4). p.429-433.

18. Hasegawa T.K.Jr.; Matthews M.Jr.; Ellis C.D.: - *„Skip the gum work and start the bridges".* Ky.Dent.J. 1997. 49,(3) p.8-10,

19. Hein W.W.V.: - *Mundhygiene. Prophylaxe der Karies und Parodontal-Erkrankungen.* Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, Chicago, Tokio. 1980. Cap.7. p. 65 - 14720. Kawai K.; Iwami Y.; Ebisu S.: - *Effect of resin monomer composition on toothrush wear resistance.* J.Oral.Rehabil. 1998. 25(4) p.264-268.

21. Kornfeld M.: - *Mouth rehabilitation. Clinical and laboratory procedures.* The C.V.Mosby Company. Saint Louis. 1967. cap. Prosthetic-periodontal interrelationship.p.86-144.

22. Lang P.N.; Attstrom R.; Loe H.: - *Proceedings of the European Workshop on Mechanical Plaque* Co^ro/.QuintessenzVerlag,Berlin. 1998.

23. Lutz F.; Imfeld Th.; Saxer U.: - L' hygiene dentaire dupoint de vue des patients des hygienistes dentaires. *Rev. Mens. suisse Odontostomatol. vol.l05:2/1995. p.208-215.*

24. Matekovits Gh.; lovănaş D.: - întroducere în teoria şi practica stomatologiei preventive. *Ed. Pro Cultura Timişoara. 1994.*

25. Matekovits Gh.; lovănaş D.; Sz^kely M.; Goguță L.; Vişan L.: - Igiena buco-dentarâ a protezaților. Studiu longitudinal asupra punților dentare. *Medicina-Trecut Prezent Viitor. Timişoara. Vol.2. nr. 4. 1998. p.371-377.*

26. Matekovits Gh.: - Integrarea manoperelor de igienâ bucalâ la purtătorii de proteze fixe. *Congres UNAS Bucureşti. 23-25 sept. 1999.*

27. Matekovits Gh.: — Reabilitare oralăpentru tehnicienii dentari. *Ed. Nero-G. Timişoara. 2000. p.43—58.*

28. Matekovits Gh.; Kabai Z.; Kurucz-Kovâcs Sz.: - Evaluarea comportamenttilui clinic al aliajelor tip gaudent. *Al V-lea simpozion internațional al zilelor stomatologice bănățene. 18-20 mai 2000.*

29. Radnai M.; Kertesz A.; Fazekas ***A.:*** — Rogzîtett hidak szâjhigieniai vonatkozâsai. *Fogorvosi Szemle. 1994. 87(5),p.l31-136.*

30. Ramseier C.A.: - Dentifrices - unprogramme didactique sur l'Internet. *Rev.Mens. Suisse Odontostomatol. vol 108:12/1998.p.l229-1231.*

31. Schroeder A.; Sutter F.; Krekeler G.: - Orale Impantologie.Allgemeine Grundlagen und ITI-Hphl-Zylindersystem.G.Thieme *Verlag. Stuttgart-New York. 1994.*

32. Stein H.; Specke H.K.: - Handbuch der zahnmedizinischen Gruppenprophylaxe. *Huthig Buch Verlag GmbH Heidelberg. 1990.*

33. Szabo Gy.; Keszthelyi G.; Szabo I.: - A rogzitett fogpotlâsok ellenorzo vizsgâlatânak tapasztalatai. *Fogorvosi Szemle. 1986. 79(1) p.l 1-16.*

34. Tanoue N.; Matsumura H.; Atsuta M.: — Analysis of composite type and different sources of polymerisation light on m vitro toothbrush/dentifrice abrasion resistance. *J.Dent. 2000. 28(5) p. 355-359.*

35. Tharp G.E.: - Implant hygiene maintenance andrepair. *Miss.Dent.Assoc.J. 1996. Fall. 52(3). p.14-15.*

36. Troendle K.; Berry T.: - Provisional restorations. Guidelines for a custom fit, oral hygiene car. ***Dent.*** *Teamwork. 1996. 9(1). p.23-27; quiz 28-29.*

37. Truhlar R.S.; Morris H.F.; Ochi S.: — The efficacy of a counter-rotational powered toothbmsh in the mamtenance ofendosseous dental implant. *J.Am.Dent.Assoc. 2000. 131 (1) p. 101 -107.*

38. *Wolff L.; Kim A.; Nunn M.; Bakdash B.; Hinrichs J.:* - Effectiveness ofa sonic toothbrush in maintenance of . dental implants. A prospective study. *J.Clin.Periodontol. 1998. 25.(10). p.821-828.*